

# Auswirkungen des Tragens von Rumpfbandagen auf die Aktivität der Rumpfmuskulatur während statischer Rumpfbelastung

Dissertation

zur Erlangung des akademischen Grades

doctor medicinae (Dr. med.)

vorgelegt dem Rat der Medizinischen Fakultät

der Friedrich-Schiller-Universität Jena

von Kirsti Schilling

geboren am 01.04.1990 in Berlin

#### Gutachter

1. PD Dr. Christoph Anders, Jena
2. Prof. Dr. Frank Richter, Jena
3. Prof. Dr. Alwin Luttmann, Dortmund

Tag der öffentlichen Verteidigung: 04.10.2016

# 1 Inhaltsverzeichnis

1	Inhaltsverzeichnis .....	3
2	Abkürzungsverzeichnis .....	5
3	Zusammenfassung .....	6
4	Einleitung .....	8
4.1	Rumpf und Rumpfmuskulatur .....	8
4.2	Elektromyographie .....	11
4.2.1	Physiologische Grundlagen .....	12
4.2.2	EMG-Technik und Signalverarbeitung .....	12
4.2.3	Bisherige Untersuchungen zur Aktivität der Rumpfmuskulatur .....	14
4.3	Rückenschmerzen .....	14
4.3.1	Definition und Klassifikation .....	15
4.3.2	Pathophysiologie des unspezifischen Rückenschmerzes .....	17
4.3.3	Therapie .....	19
4.4	Rumpfbandagen .....	19
4.4.1	Wirkmechanismus .....	21
5	Ziele der Arbeit .....	22
6	Methodik .....	23
6.1	Probanden .....	23
6.2	Material .....	24
6.2.1	EMG .....	24
6.2.2	Bandage .....	25
6.3	Untersuchung .....	27
6.3.1	Probandenvorbereitung .....	27
6.3.2	Untersuchungsablauf .....	28
6.4	Signalverarbeitung .....	30
6.4.1	EKG-Elimination .....	31
6.4.2	Auswahl der Daten zur Weiterverarbeitung .....	32
6.4.3	Filterung .....	33
6.4.4	Mittelung der Daten per Root Mean Square-Bildung .....	33
6.4.5	Charakterisierung der Koordinationsmuster .....	34
6.5	Statistische Auswertung .....	34
7	Ergebnisse .....	36
7.1	Überblick .....	36
7.1.1	Betrachtung der Aktivitätsniveaus .....	36
7.1.2	ANOVA für RMS-Werte .....	38

7.1.3	ANOVA für Koordinationsmuster .....	39
7.1.4	Paarweise Vergleiche .....	40
7.2	Einzelvergleiche .....	42
7.2.1	Absolute Änderungen der mittleren Amplitude .....	42
7.2.2	Relative Änderungen der mittleren Amplitude .....	51
7.2.3	Änderungen der Koordinationsmuster .....	57
8	Diskussion .....	65
8.1	Aktivitätsniveaus .....	65
8.2	Generelle Feststellungen zur Bandagenwirkung .....	65
8.2.1	Einfluss der Tragedauer .....	66
8.2.2	Einfluss des Geschlechts .....	66
8.2.3	Einfluss der Körperseite .....	66
8.2.4	Einfluss der Aufgabe .....	67
8.3	Spezifische Wirkung der Bandage .....	69
8.3.1	Absolute Änderung der RMS-Werte .....	69
8.3.2	Relative Änderung der RMS-Werte .....	73
8.3.3	Koordinationsmuster .....	75
8.4	Einschränkungen .....	75
8.4.1	EMG-Messung .....	75
8.4.2	Studiendesign und Ausblick .....	77
9	Schlussfolgerungen .....	79
10	Literatur- und Quellenverzeichnis .....	81
11	Anhang .....	89
11.1	Untersuchungsprotokoll .....	89
11.2	Abbildungsverzeichnis .....	96
11.3	Tabellenverzeichnis .....	97
11.4	Danksagung .....	98
11.5	Ehrenwörtliche Erklärung .....	99

## 2 Abkürzungsverzeichnis

AH	Arbeitshaltung
AKZ	Amplituden-Kraft-Zusammenhang
ANOVA	engl.: <i>analysis of variance</i> (Varianzanalyse )
CTT	computergestütztes Test- und Trainingssystem
EKG	Elektrokardiogramm/-graphie
EMG	Elektromyogramm/-myographie
engl.	englisch
IAP	engl.: <i>intra-abdominal pressure</i> (intraabdomineller Druck )
ICO	Musculus iliocostalis lumborum
lat.	lateinisch
LO	Musculus longissimus
LWS	Lendenwirbelsäule
M.	lat.: <i>Musculus</i> (Muskel)
MF	Musculus multifidus lumbalis
Mm.	lat.: <i>Musculi</i> (Muskeln, Mehrzahl von Musculus)
MUAP	engl.: <i>motor unit action potential</i> (Summenaktionspotential einer motorischen Einheit)
NH	Normhaltung
OE	Musculus obliquus externus abdominis
OEMG	Oberflächenelektromyogramm/-myographie
OI	M. obliquus internus abdominis
R	Rückkipfung
RA	M. rectus abdominis
RMS	engl.: <i>root mean square</i> (quadratischer Mittelwert)
SL	Seitkipfung nach links
SR	Seitkipfung nach rechts
V	Vorkipfung

### 3 Zusammenfassung

Rückenschmerzen, insbesondere des Lendenwirbelsäulenbereichs, stellen weltweit eine häufige und kostenintensive Gesundheitsstörung dar. In etwa 80 Prozent aller Rückenschmerzfälle ist eine spezifische auslösende Ursache nicht zu finden (sogenannter unspezifischer Rückenschmerz). Allerdings zeigen Studien funktionelle und morphologische Abweichungen der Muskulatur bei Rückenschmerzpatienten im Vergleich zu Gesunden, sowie eine Assoziation von unspezifischen Rückenschmerzen mit degenerativen Veränderungen. Aktuell wird als Ursache des Krankheitsbildes eine spinale Instabilität angenommen, die von einer muskulären Dysfunktion begleitet wird.

Zu den vielfältigen Therapiemöglichkeiten unspezifischer Rückenschmerzen gehört auch der Einsatz von Rumpfbandagen. Ihre Wirksamkeit ist allerdings umstritten, nicht zuletzt aufgrund der unklaren Wirkmechanismen. Aktuelle Theorien zur Wirkungsweise von Rumpfbandagen diskutieren insbesondere die Entlastung der Rumpfmuskulatur durch eine Erhöhung der Rumpfstabilität, möglicherweise vermittelt durch eine Erhöhung des intraabdominellen Drucks oder des intramuskulären Drucks im M. erector spinae. Mit dieser Annahme einher geht die Befürchtung, die Entlastung der Muskulatur könne eine Degeneration derselben bewirken und somit kontraproduktiv sein.

Ziel dieser Arbeit war es, die Wirkung einer elastischen Rumpfbandage auf die elektrische Aktivität der Rumpfmuskulatur während statischer Rumpfbelastungen zunächst ohne Wechselwirkung mit Dysfunktionen zu untersuchen.

Die Untersuchung wurde an insgesamt 42 rückengesunden Probanden im Alter von 18 bis 52 Jahren durchgeführt. Die Messung der elektrischen Muskelaktivität erfolgte mittels bipolarer Oberflächen-Elektromyographie. Es wurde die Aktivität von sechs Rumpfmuskeln (M. rectus abdominis, M. obliquus internus abdominis, M. obliquus externus abdominis, M. multifidus, M. longissimus und M. iliocostalis) bei abgestuften Ganzkörperkippen ohne und mit angelegter Bandage aufgezeichnet, um die Wirkung der Bandage bei statischen Belastungen mit definierten Anteilen des Oberkörpergewichts (25 %, 50 %, 75 % und 100 %), die in verschiedenen Richtungen (Vor-, Rück- und Seitkippen) appliziert wurden, beurteilen zu können. Die Messungen wurden nach drei Stunden Tragedauer wiederholt. Zur Quantifizierung der Muskelaktivität wurde für jede Einzelmessung aus den Rohdaten der Root Mean Square-Wert berechnet.

Im Rahmen der Untersuchungen konnten systematische Effekte der Bandage auf die Rumpfmuskelaktivität nachgewiesen werden. Die Bandage zeigte eine für jeden Muskel unterschiedliche Aktivitätsbeeinflussung. Diese war zusätzlich von der Art und der Stärke der Belastung abhängig. Bisherige Ergebnisse zur Bandagenwirkung können also nicht vorbehaltlos auf andere als die untersuchten Aufgaben übertragen werden.

Die vorliegenden Ergebnisse sind gut mit der Annahme vereinbar, dass die Bandage ihre Wirkung über eine Erhöhung der Rumpfstabilität entfaltet. So kam es bei den Kippungen zu einer Entlastung der Antagonisten, welche allerdings mit zunehmender Belastung geringer ausfiel. Mit einer Aktivitätsreduktion von bis zu 47 Prozent der Ausgangsaktivität wurde der M. obliquus internus abdominis besonders deutlich entlastet, möglicherweise aufgrund einer Erhöhung des intraabdominalen Drucks durch die Bandage oder indem sie zusätzlich dem Organdruck entgegenwirkt und damit seine Funktion teilweise übernimmt.

Die Aktivität der Agonisten wurde dagegen, insbesondere bei stärker beanspruchenden Aufgaben, durch das Tragen der Bandage noch erhöht, und zwar um bis zu 82 Prozent ihrer Ausgangsaktivität. Die Ursache für diesen entgegengesetzten Effekt ist möglicherweise die Kompression der Muskulatur durch die Bandage, die der im weitesten Sinne mobilisierenden Muskelkontraktion der Agonisten Widerstand entgegenbringt.

Nach einer Tragedauer von drei Stunden zeigte sich keine Änderung der beschriebenen Effekte. Auch konnte kein systematischer Unterschied in der Wirkung der Bandage bei Männern und Frauen gefunden werden.

Bisherige Studienergebnisse weisen darauf hin, dass die Aktivität der Rumpfmuskeln während statischer Haltung bei Rückenschmerzpatienten erhöht ist. Eine Aktivitätsverminderung durch die Bandage erscheint somit hilfreich. Da diese insbesondere bei geringeren Anstrengungen nachgewiesen wurde, sollte die Bandage hauptsächlich bei leichter körperlicher Aktivität getragen werden. Während länger andauernder, starker körperlicher Belastung dagegen sollte von einer Verwendung der Bandage vorerst abgesehen werden, da die dabei auftretende Aktivitätszunahme der Muskulatur die Beschwerden durch vorzeitige Ermüdung noch verstärken könnte.

Um die Ergebnisse sicher interpretieren zu können, sind allerdings noch weitere Untersuchungen zum Wirkmechanismus von Rumpfbandagen sowie zur Pathophysiologie von Rückenschmerzen nötig. Insbesondere muss untersucht werden, wie sich die Rumpfbandage tatsächlich auf die Muskulatur von Patienten mit Rückenschmerzen auswirkt.

## 4 Einleitung

### 4.1 Rumpf und Rumpfmuskulatur

Als zentraler Teil des menschlichen Körpers beherbergt der Rumpf den Großteil der inneren Organe des Menschen und bildet einen wichtigen Teil seines Bewegungsapparates. Anatomisch gliedert sich der Rumpf in Brust (lat. *Thorax*), Bauch (lat. *Abdomen*), Becken (lat. *Pelvis*) und Rücken (lat. *Dorsum*) (Eckstein et al. 2010). Als Bestandteil des Bewegungsapparates kommen ihm mehrere essentielle Aufgaben zu: die Unterstützung der aufrechten Körperhaltung des Menschen, die Kraftübertragung von der oberen Körperhälfte auf die untere, sowie die Realisierung von Bewegungen (Oliver und Middleditch 1991, Aumüller und Wolff 2010).

Grundlage der Ausübung dieser Aufgaben ist ein fein abgestimmtes Zusammenspiel der passiven und aktiven Bestandteile des Rumpfes. Zentrales Organ der passiven Bestandteile ist dabei die Wirbelsäule als Achsenskelett des Rumpfes (Eckstein et al. 2010). Die Beweglichkeit der Wirbelsäule wird über ihre sogenannten Bewegungssegmente realisiert. Bei diesen handelt es sich jeweils um den der Bewegung dienenden Raum zwischen zwei Wirbeln, der sich aus den Zwischenwirbelscheiben, den Wirbelbogengelenken und den die Wirbel verbindenden Bändern zusammensetzt (Lippert et al. 2011). Den aktiven Anteil des Bewegungsapparates des Rumpfes bilden die Rumpfmuskeln mit ihren Sehnen (Aumüller und Wolff 2010). Sie initiieren durch Kontraktion die Bewegungen des Rumpfes. Nach ihrer Lage lässt sich die Rumpfmuskulatur in Bauch-, Brust- und Rückenmuskeln unterteilen, wobei die Rückenmuskeln grob der Extension (Reklination) und die Bauchmuskeln der Flexion (Inklination) des Rumpfes dienen (Oliver und Middleditch 1991). Die Rückenmuskulatur wird nach ihrer Innervation und Lage noch weiter in die tiefe (autochthone) und die oberflächliche (allochthone) Rückenmuskulatur eingeteilt, wobei es sich bei Letzterer um im Verlauf der Embryonalentwicklung eingewanderte Armmuskeln handelt (Aumüller und Wolff 2010). Einen Überblick über die wichtigsten Rumpfmuskeln liefern Tabelle 1 und Tabelle 2.



**Tabelle 1: Gliederung der tiefen Rückenmuskulatur**

<b>Muskelgruppe</b>	<b>Zugehörige Muskeln</b>	<b>Verlauf</b>	<b>Hauptfunktionen</b>
M. erector spinae	M. iliocostalis (ICO) M. longissimus (LO) M. spinalis	große Längszüge vom Becken zum Kopf	Reklination (bds.), Lateralflexion (eins.)
Mm. transversospinales	M. semispinalis Mm. multifidi (MF) Mm. rotatores	aufsteigend von Quer- zu Dornfortsätzen	Reklination (bds.), Lateralflexion (eins.), Rotation (eins.)
Mm. interspinales		zwischen Dornfortsätzen	Dorsalextension
Mm. intertransversarii		zwischen Querfortsätzen	Lateralflexion (eins.)
Mm. spino- transversales	Mm. splenii	aufsteigend von Dorn- zu Querfortsätzen, nur HWS, obere BWS	Reklination (bds.), Lateralflexion (eins.), Rotation (eins.)

modifiziert nach (Lippert et al. 2011) und (Aumüller und Wolff 2010);

M.: Musculus, Mm.: Musculi, HWS: Halswirbelsäule, BWS: Brustwirbelsäule, eins.: einseitig, bds.: beidseitig

**Tabelle 2: Gliederung der Bauchmuskulatur**

<b>Muskelgruppe</b>	<b>Zugehörige Muskeln</b>	<b>Verlauf</b>	<b>Hauptfunktionen</b>
Vordere Bauchmuskeln	M. rectus abdominis (RA)	vom 5.-7. Rippen- knorpel zum Scham- bein	Inklination, Expiration
Seitliche Bauchmuskeln	M. obliquus externus abdominis (OE)	oben lateral (5.-12. Rippe) nach unten medial (Linea alba, Leistenband)	ipsilaterale OE und OI: Lateralflexion, gegenüberliegende OE und OI: Rotation (zur Seite des OI), OE und OI bds.: Inklination, Expiration
	M. obliquus internus abdominis (OI)	unten lateral (Crista iliaca, Fascia thoraco- lumbalis) nach oben medial (Linea alba, 10.-12. Rippe)	
	M. transversus abdominis	lateral (Fascia thoraco- lumbalis, Crista iliaca, 7.-12. Rippe) nach medial (Linea alba)	eins.: Rotation zur gleichen Seite, bds.: Expiration
Hintere Bauchmuskeln	M. quadratus lumborum	von Crista iliaca und Lig. iliolumbale zu 12. Rippe und Procc. costales LWK 1-4	Lateralflexion nach ipsilateral (eins.)
	M. psoas major	vom 7. Brust- bis 5. Lendenwirbel zum Trochanter minor femoris	Lateralflexion nach ipsilateral, Inklination/Flexion im Hüftgelenk

modifiziert nach (Aumüller und Wolff 2010);

M.: Musculus, Mm.: Musculi, LWK: Lendenwirbelkörper, eins.: einseitig, bds.:beidseitig

Grundlage für alle Bewegungen und Haltungen des Rumpfes ist die adäquate Stabilität der Wirbelsäule, die zu jeder Zeit gewährleistet sein muss, um Verletzungen zu verhindern (Panjabi 1992). Auch hierzu tragen alle Bestandteile des Rumpfes bei. Panjabi (1992) unterteilt das wirbelsäulenstabilisierende System in drei Subsysteme: das passive, bestehend aus Knochen und Bandstrukturen, das aktive aus den Rumpfmuskeln und das neuronale, bestehend aus sensorischem System, Zentralnervensystem und verbindenden Nerven. Kommt es, beispielsweise durch äußere Belastung, aber auch durch Verletzungen oder Erkrankungen, zu einer Instabilität der Wirbelsäule, so wird diese, in gewissen Grenzen, durch sofortige oder auch längerfristige Anpassung der Subsysteme ausgeglichen. Aufgrund ihrer Fähigkeit zur schnellen und aktiven Reaktion ist die Muskulatur prädestiniert dafür, insbesondere kurzfristige Störungen dieses fein abgestimmten Zusammenspiels auszugleichen.

Bezüglich ihrer Wirkung auf die Stabilisierung der Wirbelsäule lassen sich die Rumpfmuskeln auch nach biomechanischen Aspekten einteilen. Eine solche Unterteilung erfolgte durch Bergmark (1989). Er unterscheidet ein lokales von einem globalen System der Rumpfmuskulatur. Zum lokalen System zählt er die Muskeln, die ihren Ursprung oder Ansatz an der Wirbelsäule haben, wie beispielsweise die Muskeln M. multifidus, Mm. interspinales, Mm. intertransversarii, den medialen M. quadratus lumborum und den lumbalen M. erector spinae. Diese Muskeln dienen vornehmlich der Stabilisierung der Wirbelsäule bei verschiedenen Haltungen und weisen daher eine tonische Aktivität und langsame Ermüdung auf. Zum globalen System gehören dagegen rumpfübergreifende Muskeln wie der thorakale M. erector spinae und die Bauchmuskeln M. rectus abdominis, M. obliquus internus abdominis und M. obliquus externus abdominis. Sie dienen der Ausführung von Bewegungen und der Stabilisierung des Rumpfes bei exzentrischer Belastung. Comerford und Mottram (2001) nahmen, basierend auf der Einteilung von Bergmark, später eine stärker funktionell orientierte Gliederung der Rumpfmuskulatur vor. Sie unterteilten das globale System weiter in global stabilisierende und global mobilisierende Muskeln. Demnach dienen die global mobilisierenden Muskeln der Initiierung und Ausführung von Rumpfbewegungen, die global stabilisierenden dagegen der Kontrolle des Bewegungsausmaßes. Zu den global stabilisierenden Muskeln werden beispielsweise die schrägen Bauchmuskeln und der M. spinalis gezählt, zu den global mobilisierenden Muskeln die Muskeln M. rectus abdominis und M. iliocostalis (Gibbons und Comerford 2001). Die lokalen Muskeln wurden als stabilisierend

eingestuft mit der Aufgabe, die segmentale Beweglichkeit im Bereich der Neutralposition zu kontrollieren. Sie weisen daher eine bewegungsunabhängige, kontinuierliche (tonische) Aktivität auf, im Gegensatz zur bewegungsabhängigen Aktivität der globalen Muskeln (Comerford und Mottram 2001).

Bis heute umstritten ist die Rolle des intraabdominellen Drucks (engl. *intra-abdominal pressure*, kurz IAP) auf die Stabilität und Belastung der Wirbelsäule (Arjmand und Shirazi-Adl 2006). Eine Erhöhung des IAP wird erzeugt durch Kontraktion der seitlichen Bauchmuskeln, insbesondere der Muskeln M. transversus abdominis und M. obliquus internus abdominis, bei gleichzeitiger Kontraktion des Zwerchfells (Aumüller und Wolff 2010, Oliver und Middleditch 1991). Bartelink (1957) stellte als erster die Theorie auf, dass durch Erhöhung des IAP Kraft direkt über die Bauchhöhle von der oberen auf die untere Extremität übertragen werden könne um die Wirbelsäule zu entlasten. Nachweislich kommt es beim Heben von Lasten zu einer deutlichen Steigerung des IAP (Bartelink 1957, Harman et al. 1989), welche nach Modellrechnungen den Druck auf die Bandscheiben um bis zu 50 % reduzieren könnte (Morris et al. 1961, Daggfeldt und Thorstensson 2003). Allerdings wurde bei diesen Berechnungen nicht berücksichtigt, dass die den IAP erzeugende Kontraktion der Bauchmuskeln selbst wieder zu einer Belastung der Wirbelsäule führen kann (McGill und Norman 1987, Arjmand und Shirazi-Adl 2006). Dagegen konnte sowohl in einem Modell (Arjmand und Shirazi-Adl 2006) als auch an Probanden (Cholewicki et al. 1999) eine Erhöhung der Stabilität der Wirbelsäule bei IAP-Anstieg nachgewiesen werden. Es bleibt jedoch unklar, ob dieser dabei ursächlich ist oder nur ein Nebeneffekt der stabilisierenden Ko-Kontraktion der Bauchmuskeln (Kumar 1997, Marras und Mirka 1996).

## **4.2 Elektromyographie**

Neben Kraftmessung, Ergometrie und bewegungsanalytischen Methoden stellt die Elektromyographie (EMG) eine etablierte Methode zur Beurteilung der Muskelfunktion dar (Ng et al. 2003, Laube und Anders 2009). Bei dieser handelt es sich nach Basmajian und DeLuca (1985) um „das Studium der Muskelfunktion durch Untersuchung des elektrischen Signals, das die Muskeln erzeugen“.

#### **4.2.1 Physiologische Grundlagen**

Die Kontraktion einer Muskelfaser wird durch eine lokale Änderung ihrer Ladung (Depolarisation) ausgelöst, dem Aktionspotential. Dieses wandert vom Ort der Innervationszone entlang der Muskelfaser. Den erregten Bereich der Muskelfaser bezeichnet man auch als Depolarisationszone (Freiwald et al. 2007). Zwischen der Depolarisationszone und den nicht erregten Bereichen der Muskelfaser entsteht eine Spannungsdifferenz, welche bei der Elektromyographie mithilfe von extrazellulär platzierten Elektroden gemessen wird. Da Muskelfasern nie einzeln sondern immer als Teil motorischer Einheiten angesteuert werden, überlagern sich ihre Aktionspotentiale und es entstehen die sogenannten „Motor Unit Action Potentials“ (kurz MUAP). Mehrere MUAPs wiederum überlagern sich zu einem Interferenzsignal (Kamen und Gabriel 2010). Dieses Interferenzsignal ist stochastischer Natur, also nicht exakt reproduzierbar, da die erfassten aktiven motorischen Einheiten kontinuierlich wechseln (McGill 2004).

Die Kraft, die ein Muskel entwickelt, wird über zwei Mechanismen kontrolliert: die Rekrutierung und die Frequenzierung. Bei geringer Kraftentwicklung wird eine Kraftzunahme hauptsächlich durch die Aktivierung zusätzlicher motorischer Einheiten erreicht (Rekrutierung). Für eine weitere Zunahme der Kraftentwicklung wird dann zusätzlich die Aktionspotential-Frequenz der einzelnen motorischen Einheiten erhöht (Frequenzierung), was zu einer Superposition der mechanischen Antwort, dem sogenannten Tetanus, führt (Ludin 1995, Pape et al. 2014). Bei zunehmender Muskelkraft trägt also eine größere Anzahl von MUAPs sowohl von den gleichen als auch von weiteren motorischen Einheiten zum messbaren Interferenzsignal bei.

#### **4.2.2 EMG-Technik und Signalverarbeitung**

Bei der Elektromyographie werden zwei Techniken unterschieden. Dies ist zum einen die intramuskuläre EMG-Ableitung, bei der Nadel- oder Feindrahtelektroden in den zu untersuchenden Muskel eingestochen werden. Diese Form der Ableitung ermöglicht eine hohe Ortsauflösung und wird hauptsächlich in der Neurologie zur Diagnostik neuromuskulärer Erkrankungen eingesetzt (Freiwald et al. 2007). Die zweite Technik ist die Oberflächen-Elektromyographie (OEMG). Bei dieser werden Klebeelektroden auf die Haut über dem zu untersuchenden Muskeln aufgebracht um die an die Oberfläche fortgeleiteten Potentiale zu messen. Aufgrund ihrer Nicht-Invasivität wird diese Methode in kinesiologischen Studien in

der Regel bevorzugt (Konrad 2005). Wegen der geringeren Ortsauflösung der OEMG können mit dieser Methode nur Interferenzsignale abgeleitet werden. Dies erfolgt in der Regel bipolar mittels zweier differenter Elektroden. Der Vorteil gegenüber einer monopolen Ableitung ist, dass externe Störsignale beide Elektroden meist gleichzeitig erreichen und somit bei Verwendung eines Differentialverstärkers ausgelöscht werden (Kamen und Gabriel 2010).

Um das EMG-Signal trotz seiner stochastischen Natur quantifizierbar zu machen, muss es einer spezifischen Signalverarbeitung zugeführt werden (Kamen und Gabriel 2010). Zur Eliminierung nicht-reproduzierbarer Amplitudenspitzen werden Glättungsalgorithmen angewandt. Empfohlen hierfür ist die Anwendung des quadratischen Mittels (engl. *root mean square*, kurz RMS, Wurzel des Mittels der Amplitudenquadrate) (Basmajian und DeLuca 1985, Hermens 1999). Da dieses sich aus den gemittelten Amplitudenquadraten ergibt, spiegelt der RMS-Wert die Wurzel der mittleren Leistung des EMG-Signals wider (De Luca und Knaflitz 1992). Hierdurch wird zudem eine Gleichrichtung des zuvor um einen Mittelwert von Null schwankenden Signals erreicht. Aus dem gleichgerichteten Signal können nunmehr Standardamplitudenparameter wie beispielsweise der Amplitudenmittelwert berechnet werden, um das Signal zu charakterisieren. Die Amplitude gilt als ein Maß für die Aktivierung des Muskels, lässt aber nur bedingt Rückschlüsse auf die korrelierende Kraft zu (McGill 2004).

Bei der Beurteilung eines EMG-Signals muss beachtet werden, dass dieses durch mehrere Faktoren beeinflusst wird. Das zwischen den Elektroden und dem Muskel liegende Gewebe schwächt das Signal zum einen ab und wirkt zum anderen als Tiefpassfilter. Verschiedene Störsignale können in das EMG-Signal einstreuen. Dazu gehören EMG-Signale benachbarter Muskeln – der sogenannte „cross-talk“, das Elektrokardiogramm (EKG) als EMG-Signal des Herzens und externe Störspannungen wie das Netzbrummen. Diese Störsignale müssen durch exakte Elektrodenplatzierung, Hautvorbereitung und unter Verwendung geeigneter Filter soweit möglich eliminiert werden (Kamen und Gabriel 2010). Außerdem ist die Form des Signals abhängig von der Position der Elektroden. Um dennoch eine ideale Signalqualität zu erreichen, wurden Empfehlungen für die optimale Positionierung der Elektroden erarbeitet (Ng et al. 1998, Hermens 1999). Letztlich haben auch andere, schwer zu

kontrollierende, Faktoren wie die Temperatur und Durchblutung der Muskulatur Einfluss auf das EMG-Signal (Laube und Anders 2009).

Die Vielzahl der Einflussfaktoren führt dazu, dass die EMG-Amplituden von verschiedenen Muskeln oder Personen nicht direkt vergleichbar sind (Freiwald et al. 2007). Um sie dennoch vergleichen zu können, werden sie oftmals zu einem Referenzwert normalisiert (d. h. ins Verhältnis gesetzt), wie beispielsweise dem Amplitudenwert während einer Maximalkontraktion (Basmajian und DeLuca 1985).

#### **4.2.3 Bisherige Untersuchungen zur Aktivität der Rumpfmuskulatur**

Viele der Erkenntnisse über die Funktionsweise der Rumpfmuskulatur konnten mit Hilfe der Elektromyographie gewonnen werden. Insbesondere konnte die Rolle der einzelnen Muskeln bei verschiedenen Haltungen und Bewegungen genauer bestimmt werden (Floyd und Silver 1955, Floyd und Silver 1950, Asmussen und Klausen 1962, Carman et al. 1972). So zeigte sich beispielsweise, dass die meisten Personen im aufrechten Stand zum Ausgleich der Schwerkraft ihre Rückenmuskulatur verwenden (Asmussen und Klausen 1962) und dass Männer und Frauen geschlechtsspezifische Koordinationsmuster der Rumpfmuskulatur aufweisen (Anders et al. 2007).

Neuere Untersuchungen zeigen außerdem, dass Patienten mit Rückenschmerzen Veränderungen ihrer Rumpfmuskelaktivität gegenüber Gesunden aufweisen (Larivière et al. 2000, Silfies et al. 2005, van Dieen et al. 2003a, Anders et al. 2005).

### **4.3 Rückenschmerzen**

Rückenschmerzen stellen weltweit eine häufige und kostenintensive Gesundheitsstörung dar. Allein in Deutschland leiden 85,5 % der Bevölkerung mindestens einmal in ihrem Leben an Rückenschmerzen (Schmidt et al. 2007). Auch die Jahresprävalenz ist mit 76 % sehr hoch (Schmidt et al. 2007). Damit liegt Deutschland im oberen Bereich der für die Industrienationen auf 60 bis 85 % geschätzten Rückenschmerz-Lebenszeitprävalenzen (WHO 2003). Bisher war angenommen worden, dass es sich bei Rückenschmerzen hauptsächlich um ein Problem dieser Länder handelt. Jedoch zeigen neuere Untersuchungen, dass sie auch in Entwicklungsländern eine hohe Prävalenz aufweisen, wenn auch eher im unteren Bereich der Prävalenzen der Industrienationen (Hoy et al. 2010).

Insbesondere der chronische Rückenschmerz (Näheres siehe Abschnitt 4.3.1), unter dem in Deutschland jede vierte Frau und jeder sechste Mann leiden, verursacht hohe Krankheitskosten (Robert Koch-Institut 2015). Im Jahr 2008 betrugen die durch Rückenschmerzen verursachten Krankheitskosten in Deutschland mehr als 3,5 Milliarden Euro (Statistisches Bundesamt 2008). Hierbei ist zu beachten, dass es sich bei diesen um die direkten Kosten für das Gesundheitssystem handelt. Sie machen für Rückenschmerzen allerdings nur etwa 15 % der Gesamtkosten aus: 85 % der entstehenden Kosten sind indirekte Kosten, also der Produktivitätsausfall durch Arbeitsunfähigkeit aufgrund von Rückenschmerzen (Lange 2006).

Für die Betroffenen bedeuten die Rückenschmerzen oft einen hohen Leidensdruck sowie deutliche Einschränkungen des Alltags. So geben neun Prozent der Rückenschmerzpatienten an, durch ihre Schmerzen erheblich behindert zu sein (Raspe 2012). Obwohl die Prävalenz von Rückenschmerzen seit vielen Jahren nahezu konstant ist, nimmt die Zahl der durch sie im Alltag deutlich eingeschränkten Patienten kontinuierlich zu, möglicherweise aufgrund des demografischen Wandels in den Industrienationen (WHO 2003). Es ist also weiterhin mit einer zunehmenden sozialen und wirtschaftlichen Belastung durch Rückenschmerz zu rechnen.

#### **4.3.1 Definition und Klassifikation**

Bei der Betrachtung der epidemiologischen Daten zur Häufigkeit von Rückenschmerz ist zu beachten, dass es sich hierbei nicht um eine eigenständige Krankheit sondern um ein Symptom handelt, dem vielfältige Ursachen zugrunde liegen können.

Mögliche Ursachen für Rückenschmerzen können in allen Strukturbestandteilen des Rumpfes (Knochen, Muskeln, Bänder, Bandscheiben, Nerven, Gefäße) begründet sein (Hoy et al. 2010). Verursachend sind beispielsweise Krankheiten der Wirbelsäule wie zum Beispiel der Morbus Bechterew sowie spezifische krankhafte Prozesse wie Wirbelkörperfrakturen, Entzündungen oder Tumorerkrankungen. Aber auch Erkrankungen von inneren Organen, wie beispielsweise eine Nierenbeckenentzündung, können zu Rückenschmerzen führen (Raspe 2012).

In etwa 80 % aller Rückenschmerzfälle ist eine solche spezifische auslösende Ursache jedoch nicht zu erkennen (Raspe 2012, WHO 2003). Man spricht dann vom sogenannten nicht-spezifischen oder unspezifischen Rückenschmerz.

Generell betrifft der Großteil der Rückenbeschwerden, etwa 70 %, den Lendenwirbelsäulenbereich (Niethard et al. 2014). Dieser wird unter anderem auch als Lumbalgie, LWS-Syndrom oder auf Englisch als „low back pain“ bezeichnet.

Des Weiteren werden Rückenschmerzen nach ihrem zeitlichen Verlauf unterteilt. Von akuten Rückenschmerzen wird gesprochen, wenn der Schmerz erstmalig oder nach einer mehr als sechs Monate dauernden schmerzfreien Periode auftritt und weniger als sechs Wochen lang besteht. Länger als sechs Wochen anhaltende Schmerzen werden als subakut bezeichnet. Von chronischen Rückenschmerzen spricht man ab einer Schmerzdauer von über drei Monaten oder beim Wiederauftreten von Schmerzen innerhalb von sechs Monaten. Letzteres wird auch als chronisch-rezidivierender Schmerz bezeichnet (WHO 2003, Raspe 2012).

Der akute Rückenschmerz selbst hat eine gute Prognose. In mehr als 75 % der Fälle bessern sich die Beschwerden innerhalb weniger Wochen (Raspe 2012). Allerdings erleben viele der Patienten wiederkehrende Schmerzepisoden. Der Anteil von Rückenschmerzpatienten mit rekurrierenden Schmerzen wird auf durchschnittlich 60 % geschätzt (Hestbaek et al. 2003). Die WHO nimmt an, dass Rückenschmerzen in vielen Fällen einen Verlauf von vorübergehend über rezidivierend zu chronisch nehmen (WHO 2003). Der Anteil von Rückenschmerzpatienten mit chronischen Beschwerden wird je nach Studienlage jedoch sehr unterschiedlich angegeben (Brink-Schwänzl 2013, Hestbaek et al. 2003). In der Lübecker Rückenschmerzstudie 2003 gaben beispielsweise 20,7 % der Rückenschmerzpatienten an, unter immerwährenden Beschwerden zu leiden (Brink-Schwänzl 2013).

Bei der Chronifizierung von Rückenschmerzen scheinen vor allem psychosoziale Faktoren eine Rolle zu spielen. Bekannte Risikofaktoren sind unter anderem Depressivität, berufliche Unzufriedenheit und geringe soziale Unterstützung (Hoy et al. 2010).



#### **4.3.2 Pathophysiologie des unspezifischen Rückenschmerzes**

Trotz ihrer hohen Prävalenz ist über die Entstehungsmechanismen unspezifischer Rückenschmerzen noch wenig bekannt. Bisher konnte eine Reihe von Risikofaktoren identifiziert werden, die das Auftreten von Rückenschmerzen begünstigen. Dazu gehören unter anderem langjährige schwere körperliche Arbeit, insbesondere das Heben oder Tragen schwerer Lasten oder häufiges Bücken, Übergewicht und ein niedriger Sozialstatus (Raspe 2012, WHO 2003). Auch zeigen sich Frauen als subjektiv häufiger und stärker betroffen (Lange 2006).

Ebenfalls wurde in Studien eine Vielzahl morphologischer und funktioneller Veränderungen bei Patienten mit unspezifischem Rückenschmerz gefunden, aus denen sich verschiedene Theorien zur Pathophysiologie dieses Krankheitsbildes ableiten.

So stehen degenerative Veränderungen der Wirbelsäule im Verdacht, auch für den unspezifischen Rückenschmerz verantwortlich zu sein. Tatsächlich konnte in Studien eine positive Assoziation zwischen beidem nachgewiesen werden (Wiikeri et al. 1978, Biering-Sorensen et al. 1985).

Dies führte zur Entstehung der Theorie der spinalen Instabilität. Danach entwickeln sich Rückenschmerzen als Folge einer abnormen Beweglichkeit der Wirbelsäulensegmente. Diese führt über eine ebenfalls abnorme Verformung der ligamentären Strukturen, die über eine hohe Nozizeptordichte verfügen, oder über eine direkte Dehnung von Nervenfasern zum Schmerz (Panjabi 1992). Als Ursache der spinalen Instabilität wurden zunächst Verletzungen oder degenerative Veränderungen der Wirbelsäule und ihrer Bandstrukturen angenommen.

Panjabi (1992) erweiterte diese Theorie noch, basierend auf seiner Hypothese des aus drei Subsystemen bestehenden wirbelsäulenstabilisierenden Systems (siehe Abschnitt 4.1). Demnach können Störungen in jedem der drei Subsysteme zur Instabilität der Wirbelsäule führen und damit Schmerzen auslösen.

Dies lenkte den Blick auf die Muskulatur als möglichen Entstehungsort von Rückenschmerzen. Seit langem ist bekannt, dass Rückenschmerzen zu einer reflektorischen Verspannung der paravertebralen Muskulatur führen (Pedersen et al. 1956). Bereits Travell et al. (1942) vermuteten, dass dies über die Reizung muskulärer Nozizeptoren zu einer Verschlimmerung der Schmerzen führen könne. Diese Annahme ist auch als Schmerz-Spasmus-Schmerz-Theorie bekannt (Roland 1986, van Dieen et al. 2003b). Lund et al. (1991)

dagegen vermuten hier einen adaptiven Mechanismus zur Entlastung der betroffenen Segmente (Schmerz-Anpassungs-Modell). DeVries (1968) hielt die Muskulatur selbst für den primären Ursprung von Rückenschmerzen. Er vermutete, dass infolge von Inaktivität dekontionierte Rückenmuskeln nun verhältnismäßig stärker beansprucht würden, was zu Verspannungen und Schmerzen führe.

Insgesamt zeigen viele Studien funktionelle und morphologische Abweichungen der Muskulatur bei Rückenschmerzpatienten im Vergleich zu Gesunden. Hierzu gehören beispielsweise eine Verkürzung der ischiocruralen Muskulatur (Oliver und Middleditch 1991), eine veränderte Faserverteilung der Rumpfmuskulatur (Mannion et al. 2000, Mannion 1999) sowie degenerative Veränderungen, wie Atrophie und Verfettung, des M. multifidus (Hides et al. 1994, Mengiardi et al. 2006, Barker et al. 2004). Funktionell zeigten sich eine geringere Kraft der Rumpfmuskulatur (Lee et al. 1995, Mayer et al. 1985, Takemasa et al. 1995), eine schnellere Ermüdbarkeit der Rückenmuskulatur (Alaranta et al. 1995, Kankaanpää et al. 1998), eine gestörte Haltungskontrolle und Balance (Radebold et al. 2001, Luoto et al. 1998, Byl und Sinnott 1991) sowie eine verspätete muskuläre Antwort, sowohl bei Willkürbewegungen als auch bei plötzlichen Störungen des Gleichgewichts (Taimela et al. 1993, Magnusson et al. 1996, Radebold et al. 2001). Des Weiteren finden sich vermehrt Hinweise auf eine veränderte Aktivität und Koordination der Rumpfmuskeln. Hierbei kommt es hauptsächlich zu einer erhöhten Muskelaktivität (Silfies et al. 2005, Ambroz et al. 2000, Arena et al. 1989). Auch zeigten Personen mit akutem Rückenschmerz andere Aktivierungsmuster der Rumpfmuskeln als Gesunde (van Dieen et al. 2003a, Anders et al. 2005). Interessanterweise konnten Anders et al. (2005) diese Abweichungen bereits vor dem Auftreten der Schmerzen feststellen. Ob die Veränderungen der Muskulatur nun aber Ursache, Risikofaktor oder Folge von Rückenschmerzen sind, konnte bisher nicht zufriedenstellend geklärt werden.

Basierend auf den genannten Befunden stellte Panjabi (2006) seine neue Theorie der „subfailure injuries“ auf. Dabei handelt es sich um Verletzungen des Bandapparates der Wirbelsäule, die selbst zu keiner direkten Funktionseinschränkung führen. Die mitbetroffenen Mechanorezeptoren der Bandstrukturen allerdings generieren in der Folge ein verfälschtes Signal, welches nach Verarbeitung zu einer veränderten muskulären Antwort

führt. Diese bewirkt über eine vermehrte Belastung der Wirbelsäule die Entstehung von Entzündungen, welche letztendlich den Schmerz auslösen.

Insgesamt ist von einer multifaktoriellen Genese des unspezifischen Rückenschmerzes auszugehen, bei der degenerative, muskuläre und psychosoziale Faktoren eine Rolle spielen (Panjabi 2006).

#### **4.3.3 Therapie**

Bei spezifischem Rückenschmerz erfolgt die Therapie möglichst kausal entsprechend der zugrundeliegenden Erkrankung. Der unspezifische Rückenschmerz dagegen wird in Ermangelung der Kenntnis seiner Ursachen symptomatisch therapiert (Bundesärztekammer 2010). Entsprechend der vielen Entstehungstheorien existiert auch eine Vielzahl an Therapiemöglichkeiten.

Für die Behandlung akuter Rückenschmerzen wird aktuell die Fortführung normaler körperlicher Aktivität empfohlen, eventuell unterstützt durch eine analgetische Medikation. Bei Patienten mit vorhandener oder drohender Chronifizierung wird ein multimodaler Therapieansatz angestrebt, mit den Hauptpfeilern Bewegungstherapie und Patientenedukation (Bundesärztekammer 2010). Weitere Therapiemöglichkeiten sind physiotherapeutische Verfahren wie Wärmetherapie oder Massage, manualtherapeutische Methoden, Entspannungsverfahren, Rückenschule, Verhaltenstherapie bei Vorliegen psychosozialer Risikofaktoren oder die Verwendung von Orthesen beziehungsweise Bandagen.

#### **4.4 Rumpfbandagen**

Es existiert eine Vielzahl verschiedener Bandagen bzw. Orthesen zur Prophylaxe und Therapie lumbaler Rückenschmerzen. Die Nomenklatur für die eingesetzten Hilfsmittel ist oft uneinheitlich und häufig bestehen Überschneidungen zwischen verschiedenen Definitionen. Der Spitzenverband Bund der Krankenkassen (GKV-Spitzenverband) definiert Bandagen in seinem Heilmittelverzeichnis folgendermaßen: „Bandagen sind körperteilumschließende oder körperteilaneliegende, meist konfektionierte Hilfsmittel. Ihre Funktion ist es, komprimierend und/oder funktionssichernd zu wirken. Die Grundelemente bestehen aus flexiblen Materialien oder sind mit festen textilen Bestandteilen ausgestattet.“ Da die meisten Rumpfbandagen allerdings auch über steife, stabilisierende Elemente verfügen,

werden sie vom GKV-Spitzenverband den Orthesen zugeordnet. Bei diesen handelt es sich um Hilfsmittel, die durch Verwendung starrer Bauteile dazu geeignet sind, bestimmte Körperteile unter anderem zu stabilisieren, zu mobilisieren oder immobilisieren, zu entlasten, zu fixieren oder ausgefallene Körperfunktionen zu ersetzen (GKV-Spitzenverband. 2004). Weitgehend synonym zu Rumpforthesen wird der Begriff des Korsetts verwendet (Niethard et al. 2014).

Medizinische Rumpforthesen dienen in der Regel der Therapie von Rückenschmerzen und strukturellen Erkrankungen der Wirbelsäule (GKV-Spitzenverband. 2004). Daneben gibt es Bauch- oder Rumpfgurte, die im Sport und in der Industrie zur Prophylaxe von Rückenschmerzen und -verletzungen bei Gewichthebern und Arbeitern eingesetzt werden (Miyamoto et al. 1999). Diese bestehen aus unelastischen Materialien wie beispielsweise Leder und sind meist schmaler als medizinische Rumpfbandagen.

Trotz ihrer häufigen Verwendung ist die Wirksamkeit von Rumpforthesen und -bandagen umstritten (van Duijvenbode et al. 2008). Ursache ist die Inhomogenität der untersuchten Orthesen und Patientenkollektive und die oft mangelhafte Qualität von Studien zu diesem Thema (NIOSH 1994). Übersichtsarbeiten führten zu dem Schluss, dass ein Nachweis eines Effekts von Rumpfgurten zur Prophylaxe von Rückenschmerzen bisher nicht erbracht werden konnte, beziehungsweise es Hinweise auf das Fehlen eines solchen Effektes gibt (van Duijvenbode et al. 2008, NIOSH 1994). Bezüglich der Wirksamkeit von Rumpforthesen in der Therapie von Rückenschmerzen zeigten sich dagegen widersprüchliche Ergebnisse (van Duijvenbode et al. 2008, Bundesärztekammer 2010). So fand sich in einigen Studien eine signifikante Schmerzreduktion und Verbesserung der funktionellen Einschränkung durch Rumpforthesen im Vergleich zu Kontrollgruppen, die keine spezifische Therapie erhielten (Valle-Jones et al. 1992, Calmels et al. 2009, Penrose et al. 1991). In anderen Studien dagegen konnte kein positiver Effekt von Rumpforthesen auf den Krankheitsverlauf nachgewiesen werden (Doran und Newell 1975, Pope et al. 1994).

Aufgrund der widersprüchlichen Evidenz bezüglich des therapeutischen Effekts von Rumpfbandagen wird ihre Anwendung von der Bundesärztekammer (2010) aktuell nicht empfohlen. Dort befürchtet man eine Förderung der Passivität durch das Tragen von Bandagen, was dem Haupttherapieziel der Mobilisierung der Patienten entgegenstehen würde.

#### 4.4.1 Wirkmechanismus

Zur Wirkungsweise von Rumpfbandagen existiert eine Vielzahl von Theorien. Eine der ersten war die Annahme, dass durch Bandagen der intraabdominelle Druck (IAP) erhöht würde (Morris et al. 1961). Dies soll zu einer Entlastung der Rückenmuskeln und damit einer geringeren Kompression der Wirbelsäule führen (van Poppel et al. 2000; vgl. auch Abschnitt 4.1). Basierend auf dieser Theorie entstand die Befürchtung, dass die Entlastung der Muskulatur eine Degeneration bewirken könne, welche nach Ablegen der Bandage zu einer Verschlimmerung der Beschwerden und Verletzungsgefahr führen würde (Ehrlich 2003). Zwar wurde in vielen Einzelstudien ein erhöhter IAP durch das Tragen von Rumpfgurten und -bandagen beim Heben von Gewichten gefunden (unter anderem Harman et al. 1989, Lander et al. 1992, McGill et al. 1990), dennoch zeigte eine Metaanalyse keinen signifikanten Effekt von Rumpfbandagen und -orthesen auf den IAP und die Aktivität der Rumpfextensoren (van Poppel et al. 2000). Nur Cholewicki et al. (2007) konnten eine Reduktion der Aktivität des M. erector spinae durch eine Rumpfbandage nachweisen. Dafür wurde in mehreren Studien eine erhöhte Aktivität des M. rectus abdominis durch Rumpfgurte gefunden (McGill et al. 1990, Miyamoto et al. 1999).

Andere Theorien vermuten eine Beeinflussung der Rumpfbeweglichkeit durch Bandagen (van Poppel et al. 2000). So könnte die Bandage über taktile Reizung den Träger dazu bringen, eine aufrechtere Körperhaltung einzunehmen, welche zu einer gleichmäßigeren Belastung der Wirbelsäule führt (de Ruiters 1990). Andererseits könnten durch den Widerstand der Bandage extreme Haltungen verhindert werden, was einen ähnlichen Effekt hätte (van Poppel et al. 2000).

Untersuchungen konnten zeigen, dass Rumpfgurte bzw. -orthesen den Bewegungsumfang des Rumpfes reduzieren (Krag et al. 2003, Buchalter et al. 1988) und seine Steifigkeit bzw. Stabilität erhöhen (Cholewicki et al. 1999, Cholewicki et al. 2010a, McGill et al. 1994). Als alternativen Mechanismus zur angezweifelte Erhöhung des intraabdominellen Drucks als Vermittler der Stabilitätserhöhung nennen Miyamoto et al. (1999) eine Erhöhung des intramuskulären Drucks des M. erector spinae durch Rumpfgurte. Cholewicki (2004) vermutet, dass diese Stabilitätserhöhung zu einer Reduzierung der Ko-Kontraktion der Rumpfmuskeln führt und somit Schmerzen aufgrund von Muskelermüdung vermindert. Nach dieser Theorie wäre eine Aktivitätsabnahme der Rumpfmuskulatur also wünschenswert.

## 5 Ziele der Arbeit

Trotz der häufigen Verwendung von Rumpfbandagen bei der Therapie und Prophylaxe von Rückenschmerzen herrscht nach wie vor Unklarheit über deren Wirkungsweise und Effektivität. Entsprechend der Entstehungstheorie des unspezifischen Rückenschmerzes als Folge von muskulärer Dysfunktion besteht insbesondere Bedarf an der Untersuchung des Effekts von Rumpfbandagen auf die Rumpfmuskulatur. Studien in diese Richtung wurden bisher jedoch hauptsächlich an Rumpfgurten für Gewichtheber und Industriearbeiter durchgeführt.

Ziel dieser Arbeit ist es, die Wirkung einer medizinischen Rumpfbandage auf die elektrische Aktivität der Rumpfmuskulatur während statischer Rumpfbelastungen zu untersuchen. Um den Effekt ohne Wechselwirkung mit Dysfunktionen beurteilen zu können, wurden die Messungen ausschließlich an rückengesunden Probanden durchgeführt.

Die interessierenden Fragestellungen waren hierbei vor allem, ob es durch die Bandage zu einer relevanten Aktivitätsänderung kommt und wie sich diese gegebenenfalls äußert. Bisherige Untersuchungen legen dabei folgende Möglichkeiten nahe: einen fehlenden Effekt der Bandage, eine generelle Abnahme der Muskelaktivität wie es häufig befürchtet wird oder eine differenzierte Änderung der Aktivität mit unterschiedlichem Effekt auf verschiedene Muskelgruppen. Für letzteres sprechen Hinweise auf eine Aktivitätszunahme des M. rectus abdominis bei unveränderter Aktivität des M. erector spinae (van Poppel et al. 2000, McGill et al. 1990, Miyamoto et al. 1999; vgl. Abschnitt 4.4.1). So gilt es insbesondere zu untersuchen, ob es Unterschiede in der Bandagenwirkung auf Rumpfbeuger und Rumpfstrecker oder aber auf die rumpfstabilisierenden und –mobilisierenden Muskeln gibt. In letzterem Falle wären eine Aktivitätsabnahme der stabilisierenden und eine Aktivitätszunahme der mobilisierenden Muskeln durch die Stützwirkung der Bandage zu erwarten.

Des Weiteren soll untersucht werden, ob die mittelfristige Dauer der Tragezeit der Bandage einen Einfluss auf ihre Wirkung hat. Hierbei wäre sowohl eine Wirkungsverstärkung durch die andauernde Beeinflussung der Muskulatur durch die Bandage als auch eine Wirkungsabschwächung durch Kompensation oder Gewöhnung nach längerer Tragedauer denkbar.

Da frühere Untersuchungen geschlechtsspezifische Koordinationsmuster der Rumpfmuskulatur zeigten (Anders et al. 2007), soll außerdem geprüft werden, ob sich auch im Effekt der Bandage Geschlechtsunterschiede zeigen.

Weiterhin soll verglichen werden, ob es Seitenunterschiede in der Bandagenwirkung gibt, die gegebenenfalls aus der Händigkeit der Probanden und dem daraus folgenden unterschiedlichen Trainingszustand der linken und der rechten Körperhälfte resultieren.

Zur Prüfung der Plausibilität der erhobenen Daten sollen diese zusätzlich mit den Ergebnissen früherer Untersuchungen verglichen werden.

## **6 Methodik**

### **6.1 Probanden**

Die Untersuchung wurde an insgesamt 42 rückengesunden Probanden im Alter von 18 bis 52 Jahren durchgeführt, darunter 22 Frauen und 20 Männer. Eine Übersicht über die biometrischen Merkmale der Probanden liefert Tabelle 3. Vier der untersuchten Probanden waren Linkshänder, alle anderen Rechtshänder.

Voraussetzungen für die Teilnahme an der Untersuchung waren ein Alter zwischen 18 und 55 Jahren sowie kardiopulmonale Gesundheit. Ausschlusskriterien waren ein Leibesumfang von über 105 cm (siehe Abschnitt 6.2.2), das Vorliegen akuter oder chronischer Rückenschmerzen sowie bestehende Erkrankungen oder Schädigungen des Bewegungsapparates. Die Teilnahme erfolgte freiwillig nach schriftlicher und mündlicher Aufklärung über den Untersuchungsablauf. Von den Probanden wurde eine schriftliche Einverständniserklärung abgegeben.

**Tabelle 3: Probandendaten**

		Body-Mass-Index [kg/m <sup>2</sup> ]	Körpergröße [cm]	Gewicht [kg]	Leibesumfang [cm]	Alter [Jahre]
<b>Frauen (n = 22)</b>	Median	21,5	168,0	61,5	80,0	22,0
	ob. Q.	2,0	5,5	3,3	4,8	1,0
	unt. Q.	1,0	5,8	5,5	6,0	1,0
	MW	22,0	167,9	61,8	80,6	23,8
	SD	3,0	8,5	8,5	8,0	7,0
<b>Männer (n = 20)</b>	Median	22,8	185,0	79,5	86,0	25,0
	ob. Q.	1,9	2,5	4,8	4,5	4,0
	unt. Q.	1,0	4,3	5,0	3,0	1,3
	MW	23,4	183,9	79,1	86,0	27,6
	SD	2,8	6,1	9,8	6,5	7,1
<b>T-Test (p-Wert)</b>		0,117	<0,001	<0,001	0,022	0,090
<b>Gesamt (n = 42)</b>	Median	22,0	177,0	68,0	84,0	23,0
	ob. Q.	2,4	8,0	11,8	3,8	2,0
	unt. Q.	1,0	9,0	7,8	5,8	1,0
	MW	22,6	175,5	70,0	83,1	25,6
	SD	3,0	10,9	12,6	7,7	7,2

ob. Q.: oberes Quartil, unt. Q.: unteres Quartil, MW: Mittelwert, SD: Standardabweichung

Die Durchführung der Untersuchung wurde als Teil einer Studie zur Evaluation der Auswirkungen des Tragens von Rumpfbandagen von der Ethikkommission des Universitätsklinikums Jena befürwortet (Bearbeitungsnummer: 3793-06/13).

## 6.2 Material

### 6.2.1 EMG

Die Messung der elektrischen Muskelaktivität erfolgte mittels bipolarer Oberflächen-Elektromyographie. Zur Signalerfassung wurden Klebeelektroden (H93SG, Covidien) mit Silber/Silberchlorid-Sensor und runder Ableitfläche (1,6 cm Durchmesser) verwendet. Der Abstand der Elektrodenmittelpunkte betrug 2,5 cm.

Es wurde die Aktivität folgender Rumpfmuskeln symmetrisch von beiden Seiten aufgezeichnet: M. rectus abdominis (RA), M. obliquus externus abdominis (OE), M. obliquus internus abdominis (OI), M. multifidus lumbalis (MF), M. longissimus (LO), M. iliocostalis lumborum (ICO). Die Positionierung der Elektroden (siehe Tabelle 4 und Abbildung 3) erfolgte nach internationalen Empfehlungen (Hermens 1999, Ng et al. 1998).



**Tabelle 4: Elektrodenpositionen**

<b>Muskel</b>	<b>Elektrodenposition/Ausrichtung</b>
M. rectus abdominis (RA)	kaudale Elektrode 4 cm neben Nabel, vertikale Elektrodenanordnung
M. obliquus externus abdominis (OE)	Kraniale Elektrode direkt unterhalb des Rippenbogens, auf Linie Richtung kontralateralem Tuberculum pubicum
M. obliquus internus abdominis (OI)	Höhe Spina iliaca anterior superior, medial des Leistenbands, horizontal
M. multifidus lumbalis (MF)	kaudale Elektrode auf Höhe L5 (Processus spinosus), direkt medial der Linie zwischen Spina iliaca posterior superior und Processus spinosus L1
M. longissimus (LO)	kaudale Elektrode auf Höhe L1, auf Muskelbauch (ca. 2 Querfinger lateral d. Proc. spinosus), vertikale Anordnung
M. iliocostalis lumborum (ICO)	medial der Linie Spina iliaca posterior superior – Unterkante Rippenbogen, kraniale Elektrode unter Rippenbogen

Außerdem wurde zur späteren Eliminierung von Artefakten durch die Herzaktivität parallel zum EMG ein Elektrokardiogramm (EKG) aufgezeichnet. Dafür wurden zwei Elektroden entlang der Herzachse (Sternum und Herzspitzenregion) angebracht. Eine weitere Elektrode über dem Sternum diente der Erdung (Referenzelektrode).

Das Signal wurde mithilfe von EMG-Verstärkern (10-1000 Hz) der Firma Biovision um den Faktor 1000 verstärkt und unter Verwendung des Analog-Digital Wandlers (A/D-Wandler) ToM (Tower of Measurement, DeMeTec, 2048 Werte/s, 24 Bit Amplitudenauflösung, Anti-aliasing Filter bei 1024 Hz) digitalisiert.

Die Aufnahme der Daten erfolgte unter Verwendung des Programms ATISArek von GJB-Datentechnik. Anhand dessen grafischer Signalanzeige wurde außerdem vor und während der Messungen eine visuelle Überprüfung der Signalqualität vorgenommen.

### **6.2.2 Bandage**

Bei der Rumpfbandage, deren Einfluss auf die Rumpfmuskelaktivität untersucht wurde, handelte es sich um die LumboTrain Aktivbandage der Firma Bauerfeind AG. Die Bandage besteht aus einem elastischen Gestrück und enthält zusätzlich im Rückenbereich eine

herausnehmbare Friktionspelotte (siehe Abbildung 1 und Abbildung 2). Diese soll laut Hersteller eine durchblutungsfördernde und verspannungslösende Druckmassage bewirken und die Bandage damit insgesamt muskelaktivierend wirken. Hauptindikationen für die Anwendung seien ein akutes LWS-Syndrom sowie Degeneration oder muskuläre Insuffizienz der Wirbelsäule. Im Hilfsmittelverzeichnis des GKV-Spitzenverbandes wird die Bandage als Stabilisierungsothese mit Pelotte gelistet (Produktnummern 23.14.03.2011 und 23.14.03.2012).

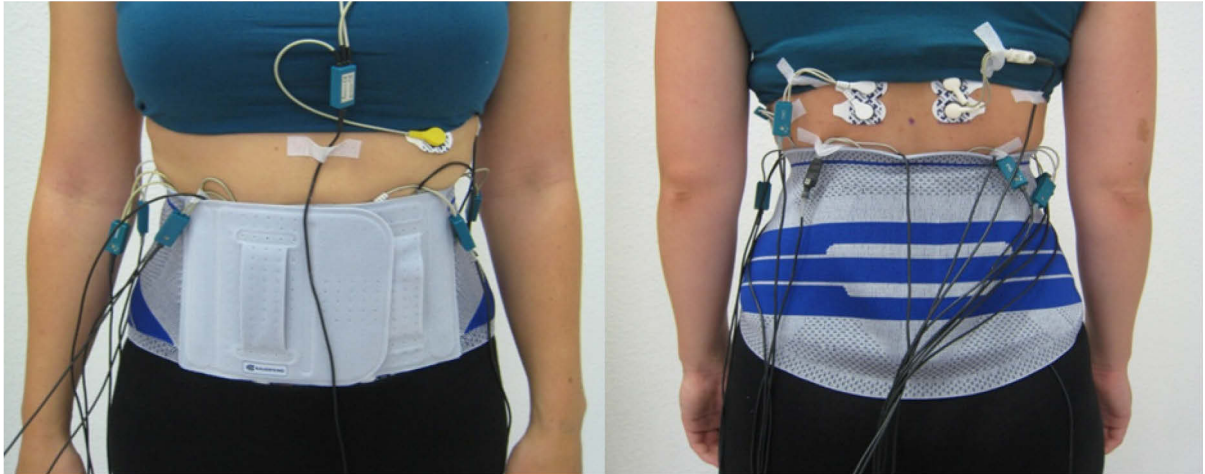
Entsprechend der Empfehlung des Herstellers wurde für Männer die Standard-Ausführung und für Frauen die Variante „Lady“ verwendet. Während die Ausführung für Männer gerade Seitenkanten hat, sind diese bei der Ausführung für Frauen in Anpassung an die weibliche Anatomie nach unten ausgestellt (siehe Abbildung 1).



**Abbildung 1: Rumpfbandage LumboTrain**

links: Außenansicht, rechts: Innenansicht mit Pelotte; jeweils obere Bandage: Standardversion, darunter Variante „Lady“

Für die Untersuchung wurden verschiedene Bandagengrößen verwendet: Größe „1“ für einen Leibesumfang von 70 - 80 cm, Größe „2“ für einen Umfang von 80 - 90 cm und Größe „3“ für einen Umfang von 90 - 100 cm. Der Leibesumfang wurde entsprechend der Anleitung des Herstellers auf Höhe des Beckenkammes gemessen. Eine größere Ausführung der Bandage wurde nur einmal verwendet (Größe „4“ für Proband P024 mit einem Bauchumfang von 103 cm). Da bei einem Bauchumfang deutlich über 100 cm aufgrund des in der Regel größeren Anteils an Unterhautfettgewebe mit einer schlechteren EMG-Qualität zu rechnen ist, wurden Probanden mit einem Bauchumfang von über 105 cm von der Studienteilnahme ausgeschlossen. Bei Leibesumfängen im Grenzbereich zwischen zwei Größen wurde die zu verwendende Bandage nach Tragekomfort gewählt.



**Abbildung 2: Probandin mit angelegter Rumpfbandage**

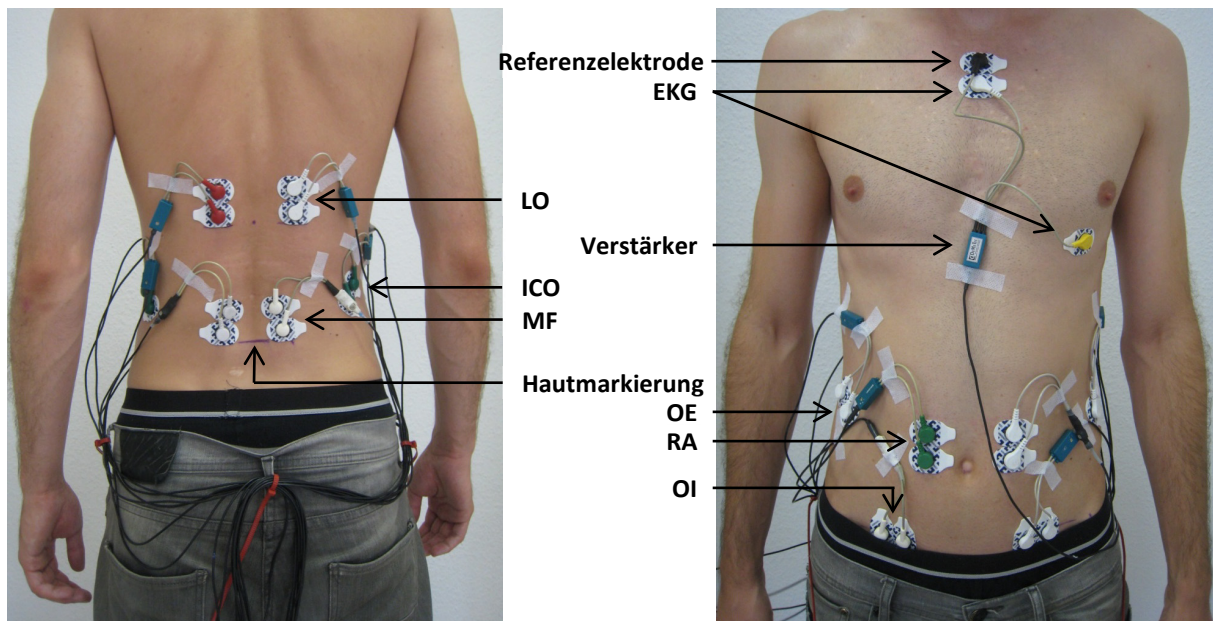
## **6.3 Untersuchung**

### **6.3.1 Probandenvorbereitung**

Nach der Aufklärung der Probanden erfolgte die Aufnahme ihrer biometrischen Daten (Größe, Gewicht, Bauchumfang). Außerdem sollten die Probanden Angaben zu ihrer Händigkeit und ihren sportlichen Aktivitäten machen.

Für die Untersuchung trugen die Probanden geschlossene, flache Schuhe mit weicher Sohle. Bei Männern war der Oberkörper frei, Frauen trugen einen Sport-BH oder ähnliches.

Nach dem Umkleiden wurden die Elektrodenpositionen auf der Haut der Probanden markiert. Dies erfolgte immer durch die gleiche erfahrene Person, um abweichende Positionierungen zu vermeiden. Die entsprechenden Hautstellen wurden mit einer abrasiven Paste (Epicont, GE Healthcare) gereinigt, um Talg und abgestorbene Epithelreste zu entfernen und somit die Impedanz zu verringern. Anschließend wurden die Klebeelektroden an den entsprechenden Positionen angebracht und mit den Verstärkern verbunden. Diese wurden mit Heftpflaster am Körper der Probanden fixiert, um Zugartefakte im EMG-Signal zu vermindern (vgl. Abbildung 3).



**Abbildung 3: Positionierung der Elektroden und Fixierung der Verstärkerkabel**

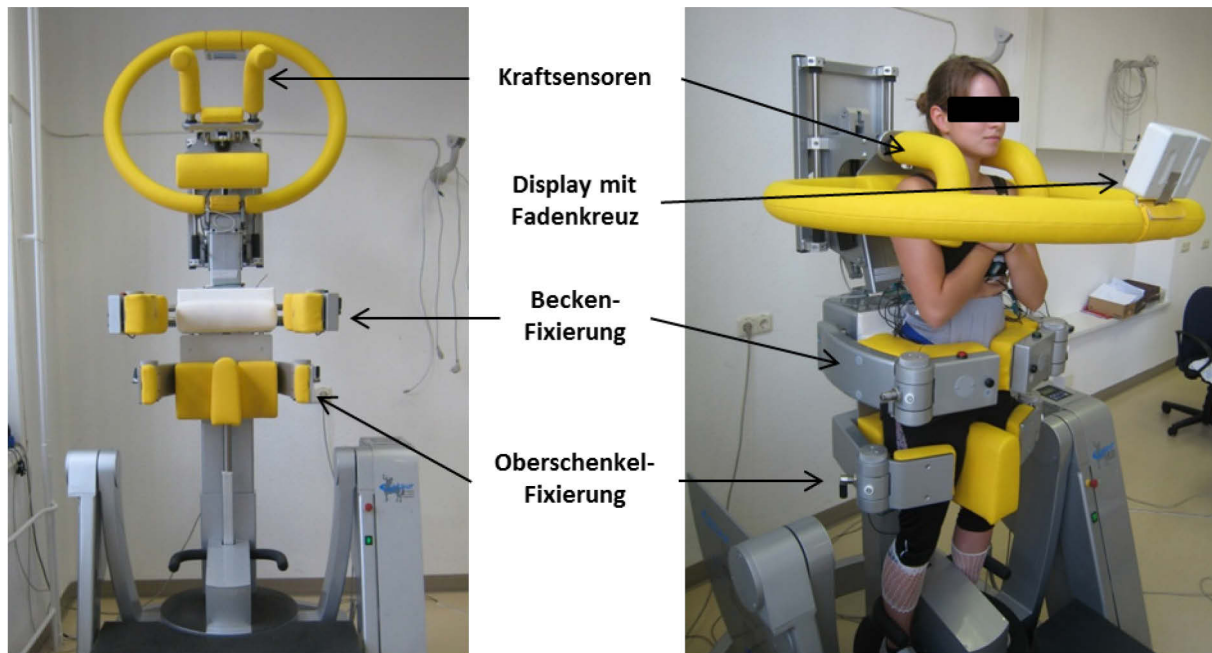
Vor Beginn der Untersuchung erfolgte eine visuelle Überprüfung des EMG-Signals auf Störungen und bei Bedarf ein Erneuern der Klebeelektroden oder eine Positionsänderung der Verstärker.

### 6.3.2 Untersuchungsablauf

Die Untersuchung wurde am computergestützten Test- und Trainingssystem CTT Centaur der Firma Biofeedback Motor Control durchgeführt (siehe Abbildung 4). Bei diesem Gerät handelt es sich um ein Ganzkörperkipprgerät, in welchem die Ausrichtung der Körperlängsachse des Probanden bis zu einer Neigung von 90 Grad im Raum frei verändert werden kann, ohne dass der Proband dabei die aufrechte Körperhaltung verlassen muss. Durch Applikation unterschiedlicher Kippwinkel kann somit die zur Stabilisierung des Körpers in der Längsachse benötigte Kraft variiert werden. In früheren Untersuchungen konnte für das CTT Centaur eine hohe Reliabilität für OEMG-Messungen nachgewiesen werden, insbesondere, wenn diese an einem Messtag stattfanden, wie es hier der Fall war (Brose 2014).

Die Probanden wurden in das Gerät eingespannt, wobei Hüfte und Beine fixiert waren, der Oberkörper jedoch frei beweglich blieb. Nach der Fixierung der Probanden wurden jeweils zuerst zwei sogenannte Ruhemessungen durchgeführt. Hierbei wurde die Aktivität der Rumpfmuskeln bei aufrechtem und freiem Stehen im Gerät aufgezeichnet. Während der ersten Messung ließen die Probanden die Arme locker hängen, während der zweiten hielten sie diese vor der Brust verschränkt. Letztere Armhaltung wurde auch für alle weiteren

Messungen eingenommen und wird im Folgenden als so genannte „Arbeitshaltung“, kurz: AH, bezeichnet, die Haltung mit hängenden Armen dagegen als „Normhaltung“, kurz: NH.



**Abbildung 4: CTT Centaur**

rechts: mit eingespannter Probandin in Arbeitshaltung

Für die folgenden Messungen wurden die Probanden aufgefordert, den Oberkörper gerade zu halten, also in der Längsachse zu stabilisieren, während sie im Centaur unterschiedlich weit in verschiedene Richtungen gekippt wurden. Als Hilfestellung konnten sie ihre Körperhaltung mithilfe eines Displays kontrollieren, welches mit Kraftsensoren um den Oberkörper der Probanden gekoppelt war und Krafteinwirkung auf diese (beim Anlehnen des Probanden) als Abweichung eines Punktes von der Mitte eines Fadenkreuzes anzeigte.

Die Ganzkörperkippen sollen in standardisierter Weise alltägliche statische Rumpfbelastungen wie beim Tragen von Lasten oder bei Haltungen mit gebeugtem Oberkörper simulieren.

Die Reihenfolge der Kipprichtungen und -winkel wurde für alle Probanden gleich gewählt, da bei größeren Kippwinkeln und vor allem bei Rückkippen die Gefahr von Muskelermüdung bestand, was die Ergebnisse der weiteren Messungen beeinflusst hätte. So wurden die Probanden bei jedem Durchgang zuerst nach vorn, dann nach links, rechts und zuletzt nach hinten gekippt. Dabei wurden Kippwinkel von 15, 30, 49 und 90 Grad appliziert (jeweils in dieser Reihenfolge). Dies entspricht aufgrund der Änderung des Drehmoments einer Belastung von 25, 50, 75 und 100 Prozent des Oberkörpergewichtes.

Die gerade Körperhaltung sollte von den Probanden in jeder Position circa zehn Sekunden lang stabil gehalten werden. Während dieser Zeit wurde die Muskelaktivität aufgezeichnet. Zwischen den einzelnen Messungen lagen Pausen von jeweils etwa zehn Sekunden Dauer. Diese dienten dazu, einer Muskelermüdung vorzubeugen.

Der gesamte Messablauf wurde mit jedem Probanden jeweils drei Mal durchgeführt. Zuerst ohne Bandage, direkt im Anschluss noch einmal mit angelegter Bandage und ein drittes Mal nach circa dreistündigem Tragen der Bandage.

Die zweite Messreihe diente dazu, den sofortigen Effekt der Rumpfbandage auf die Muskelaktivität zu untersuchen, bei der dritten sollte die Wirkung nach etwas längerer Tragedauer überprüft werden. Die Probanden wurden angewiesen, während der dreistündigen Tragezeit möglichst wenig zu sitzen oder zu liegen, da die Wirksamkeit der Bandage hierbei laut Angaben des Herstellers aufgrund geringerer Muskelaktivität eingeschränkt ist.

Im Rahmen der Studie zur Evaluation der Auswirkungen des Tragens von Rumpfbandagen wurde zudem vor jeder Messreihe im Centaur die Muskelaktivität der Probanden beim Gehen auf einem Laufband untersucht. Die Durchführung beider Untersuchungen hintereinander erfolgte aus logistischen Gründen. Die Reihenfolge wurde wieder so gewählt, dass die Messung, die sehr wahrscheinlich nicht mit einer Muskelermüdung verbunden war, also das Gehen, zuerst durchgeführt wurde.

Die drei Zustände bezüglich des Tragens der Bandage werden im Folgenden als „Situationen“ bezeichnet, die einzelnen im Centaur eingenommenen Positionen der Probanden als „Aufgaben“.

## **6.4 Signalverarbeitung**

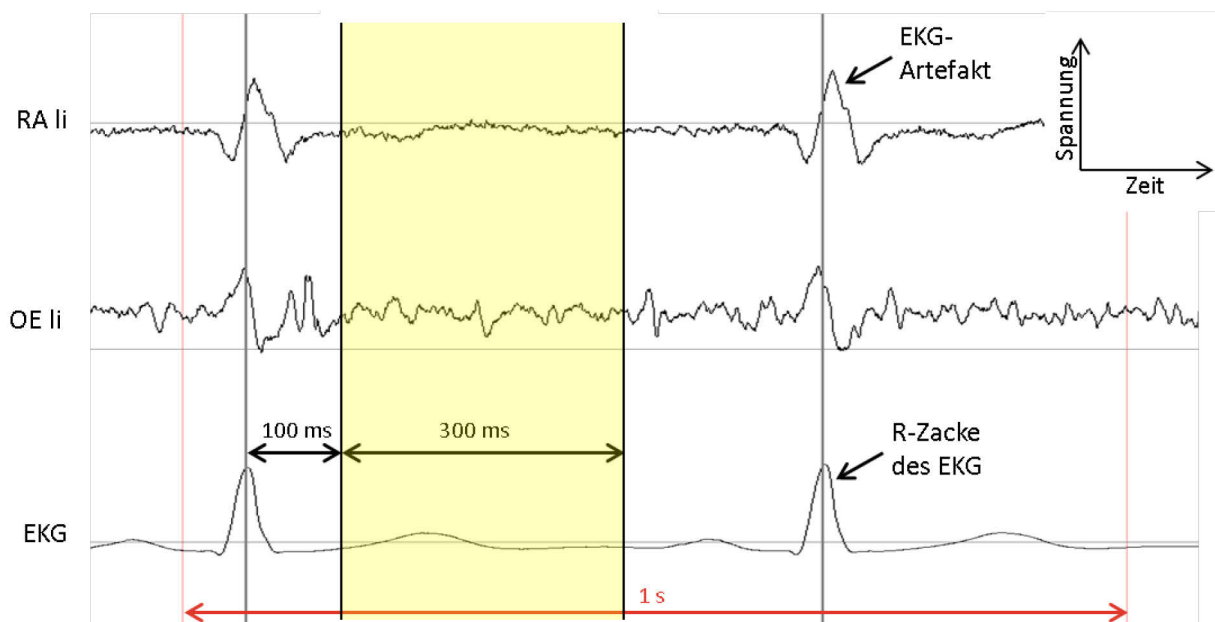
Um Reliabilität und Validität der letztendlichen Auswertparameter zu erhöhen, wurden die gespeicherten Rohdaten zunächst einer Signalverarbeitung unterzogen, bei der Störungen und Artefakte entfernt wurden. Diese wird im Folgenden (Abschnitte 6.4.1 bis 6.4.3) beschrieben. Außerdem wurden die Daten gemittelt um Parameter zu erhalten, welche die Muskelaktivität der einzelnen Messungen repräsentieren, und damit die statistische Analyse zu erleichtern (siehe Abschnitt 6.4.4). Diese weitere Verarbeitung der Rohdaten erfolgte mithilfe der Programme Matlab (The MathWorks) und ATISAPro (GJB Datentechnik).



### 6.4.1 EKG-Elimination

Als starkes elektrisches Signal (Amplituden im Millivolt-Bereich) kann das EKG, insbesondere dessen Kammerkomplex (QRS-Komplex), die EMG-Signale anderer Muskeln, je nach deren Lage und Entfernung zum Herzen, unterschiedlich stark überlagern (Drake und Callaghan 2006, Kamen und Gabriel 2010).

Für die weitere Datenverarbeitung wurden deshalb nur Signalanteile verwendet, die sicher keine QRS-Artefakte enthielten. Dafür wurden zuerst im zu diesem Zweck aufgezeichneten EKG-Kanal mithilfe einer Matlab-Anwendung die R-Zacken des EKGs detektiert und mit Markern versehen, indem die oberen Umkehrpunkte oberhalb eines Grenzwertes bestimmt wurden. Diese Marker wurden visuell auf Richtigkeit überprüft und wenn nötig manuell korrigiert (verwendetes Programm: ATISAPro, Firma GJB). Für die weitere Verarbeitung wurden dann 300 ms umfassende Intervalle mit einem Abstand von 100 ms zum jeweiligen EKG-Marker verwendet (vgl. Abbildung 5). Damit kann ein Verbleiben von QRS-Artefakten bis zu einer Herzfrequenz von über 120 Schlägen pro Minute ausgeschlossen werden.



**Abbildung 5: Darstellung der EKG-Elimination**

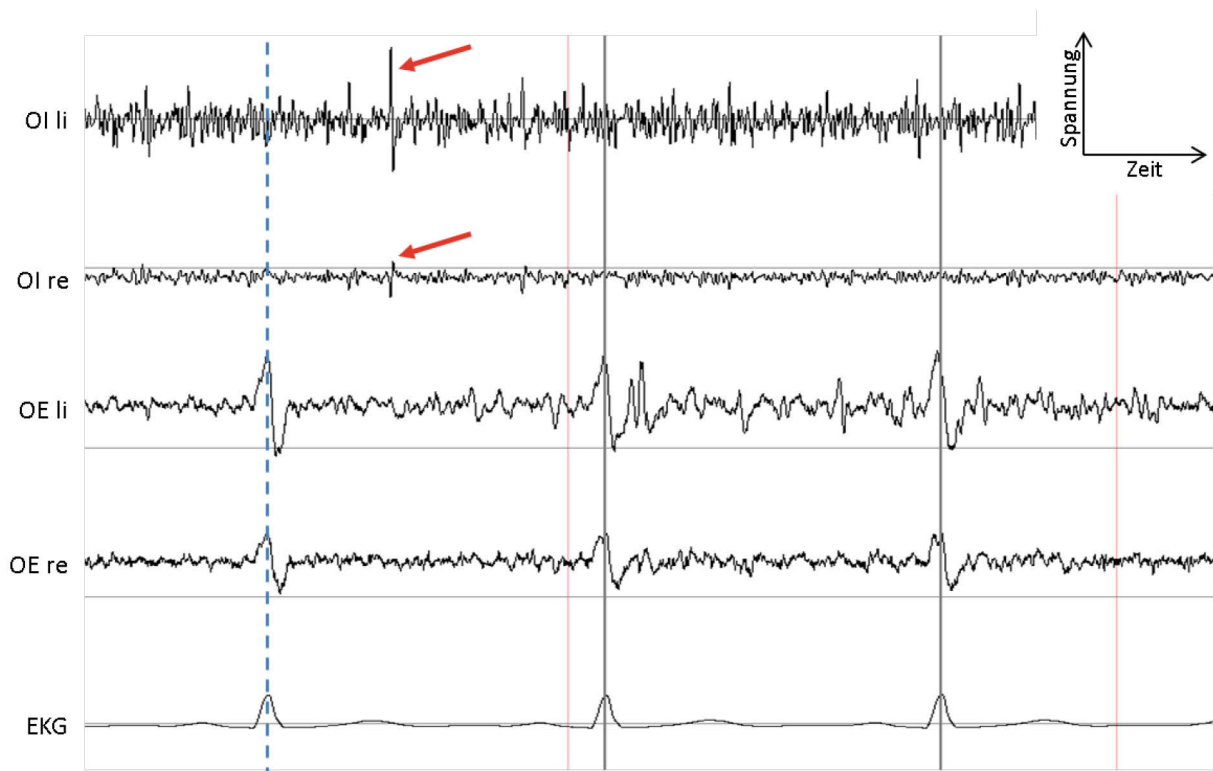
Dargestellt sind die EKG- sowie beispielhaft zwei EMG-Spannungskurven, in denen die EKG-Artefakte deutlich erkennbar sind. Graue Striche: EKG-Marker, rote Striche: Sekundenmarkierungen. Der 300 ms umfassende Bereich (gelb hinterlegt) mit einem Abstand von 100 ms zum EKG-Marker wird für die weitere Signalverarbeitung verwendet.

Um die Daten für eventuelle spätere Vergleiche mit Daten aus dynamischen Messungen vergleichbar zu machen, wurde das EKG-Signal zuvor noch mathematisch unter Generierung eines speziellen Templates aus den Daten eliminiert. Anhand der R-Zacken-Marker wurde dafür durch Matlab für jeden EMG-Kanal ein EKG-Template berechnet, indem für jeweils 200 Messwerte vor und nach den Markern das entsprechende Signal gemittelt wurde. Dieses wurde zunächst mit einer Cosinusfunktion gewichtet und dann von den Originaldaten abgezogen, so dass das EKG-Signal aus den EMG-Kanälen eliminiert wurde ohne das EMG-Signal zu ändern. Die Wichtung trägt der Tatsache Rechnung, dass der EKG-Einfluss zum Zeitpunkt der R-Zacke im EKG am größten ist, während mit zunehmendem Abstand der EMG-Einfluss auf das gebildete Template zunimmt (Mörl et al. 2010). Durch diese zusätzliche Behandlung wird außerdem die Beeinflussung des EMG-Signals durch EKG-Artefakte auch bei schnelleren Herzfrequenzen reduziert.

#### **6.4.2 Auswahl der Daten zur Weiterverarbeitung**

Neben den Signalanteilen mit EKG-Artefakten wurden außerdem solche mit groben Störungen entfernt. Dafür wurden die Rohdaten in ATISAprö visuell gesichtet und auf Plausibilität und Stationarität geprüft. Vor Bereichen, die Störungen enthielten, wurden die EKG-Marker entfernt, so dass diese Bereiche entsprechend des EKG-Eliminations-Algorithmus nicht in die Weiterverarbeitung eingingen (siehe Abbildung 6). Dabei wurde darauf geachtet, dass pro Messung mindestens fünf Marker verblieben, um für die weitere Datenverarbeitung eine repräsentative Anzahl von Messwerten zu erhalten.





**Abbildung 6: Beispielhafte Darstellung der abgeleiteten Spannungskurven verschiedener Muskeln**

graue Striche: EKG-Marker, rote Striche: Sekundenmarkierungen. EKG-Marker vor Störungen wurden entfernt, damit die aufgetretenen Störungen nicht in die RMS-Berechnung eingehen. In diesem Beispiel gab es Störungen in den Signalen der beiden Mm. obliqui interni abdominis (rote Pfeile), der davor liegende EKG-Marker (gestrichelte blaue Linie) wurde entfernt.

#### 6.4.3 Filterung

Weitere Störsignale und Artefakte wurden mithilfe von Matlab digital herausgefiltert. Ein Hochpassfilter von 35 Hz diente der Elimination von Bewegungsartefakten, sowie möglichen Restartefakten des EKGs. Hochfrequente Störsignale wurden durch einen 400 Hz-Tiefpassfilter eliminiert. Zum Entfernen von Netzbrummen wurde ein Bandsperfilter von 50 Hz verwendet.

#### 6.4.4 Mittelung der Daten per Root Mean Square-Bildung

Die Amplitude des EMG-Signals gilt als Maß für die Aktivierung des Muskels (McGill 2004). Um für jede Messung am Ende einen Messwert zu erhalten, welcher die elektrische Aktivität eines jeden Muskels repräsentiert, wurde aus allen Werten der ausgewählten und gefilterten Daten jeder Einzelmessung jeweils der RMS-Wert (quadratisches Mittel) als Amplitudenparameter berechnet (vgl. Abschnitt 4.2.2). Das angewendete Verfahren kann als eine Extremform des Glättens angesehen werden, bei der das Zeitfenster für die Mittelung, anders als beim gleitenden Mittel, alle Messwerte enthält.

Dieses Vorgehen ist in diesem Fall möglich, da es sich bei den untersuchten Aufgaben ausschließlich um isometrische Kontraktionen handelt. Bei diesen ist, so lange keine Ermüdung eintritt, die elektrische Muskelaktivität im Mittel gleichbleibend (McGill 2004).

#### **6.4.5 Charakterisierung der Koordinationsmuster**

Ein Nachteil des Vergleichs der RMS-Werte ist, dass diese jeweils nur Informationen zum gerade betrachteten Muskel liefern. Die Aktivitätsänderung eines Muskels beeinflusst jedoch das Zusammenspiel aller Muskeln untereinander (van Dieen et al. 2003a). Dieses Zusammenspiel wird auch als Koordinationsmuster bezeichnet. Um ein Koordinationsmuster zu charakterisieren, wird die Aktivität des betrachteten Muskels in Relation zur Gesamtaktivität aller untersuchten Muskeln gesetzt. Dazu wurde der Aktivitätsanteil jedes Muskels bei jeder Aufgabe berechnet, indem für jede Aufgabe der RMS-Wert des betrachteten Muskels durch die Summe der RMS-Werte aller Muskeln bei dieser Aufgabe geteilt wurde. Die Aktivitätsanteile sind also prozentuale Werte, welche den Beitrag des betrachteten Muskels zur Gesamtaktivität widerspiegeln.

### **6.5 Statistische Auswertung**

Die statistische Auswertung erfolgte unter Verwendung der Statistik-Software SPSS von IBM sowie speziell in Microsoft Excel programmierter Berechnungen (Programmierung Dr. Ch. Anders). Die verwendeten statistischen Methoden wurden in Absprache mit dem Institut für Medizinische Statistik, Informatik und Dokumentation des Universitätsklinikums Jena gewählt.

Aufgrund der Größe der Stichprobe von über 40 Probanden kann unter Berufung auf das zentrale Grenzwerttheorem von einer Normalverteilung der Mittelwertverteilung ausgegangen werden (Stevens 2007, Bortz und Schuster 2010). Deshalb wurden für die statistische Auswertung parametrische Verfahren wie Varianzanalysen und T-Tests verwendet.

In Anbetracht der Komplexität der erhobenen Daten erfolgte die primäre statistische Auswertung mithilfe einer Varianzanalyse (ANOVA, engl. *analysis of variance*). Aufgrund der Vielzahl der wirkenden Einflussfaktoren und der Tatsache, dass es sich bei den Messergebnissen um verbundene Daten handelt, wurde das multifaktorielle Modell mit Messwiederholung gewählt. Untersucht wurden der Einfluss der Innersubjektfaktoren

Situation, Aufgabe und Seite, sowie der Einfluss des Zwischensubjektfaktors Geschlecht. Von Interesse bei der Fragestellung nach der Wirkung der Rumpfbandage war hierbei der Einfluss der Situation (Tragezustand der Bandage, siehe Abschnitt 6.3.2). Des Weiteren wurde auf Wechselwirkungen der Situation mit den anderen Faktoren getestet, um zu prüfen, ob die Wirkung der Bandage von diesen abhängig ist. Der Einfluss der anderen Faktoren (Aufgabe, Seite, Geschlecht) wurde zusätzlich untersucht, um ein besseres Gesamtbild über die erhobenen Daten zu gewinnen. Das Signifikanzniveau wurde entsprechend gängiger Konventionen auf 5 % festgelegt.

Post-hoc wurden paarweise Vergleiche durchgeführt, um zu prüfen, zwischen welchen Situationen ein signifikanter Unterschied bestand. Hierfür wurde das Signifikanzniveau unter Verwendung der Bonferroni-Korrektur angepasst.

Um ein differenzierteres Bild der Wirkung der Bandage bei den verschiedenen Aufgaben und auf die Muskeln beider Seiten zu erhalten wurden außerdem Mittelwertvergleiche für alle Aufgaben durchgeführt und mithilfe von T-Tests auf ihre Plausibilität geprüft.

## **7 Ergebnisse**

### **7.1 Überblick**

Dieser Abschnitt soll zunächst einen Überblick über die erhobenen Daten liefern. Dafür werden in einem ersten Unterpunkt die Aktivitätsniveaus der einzelnen Muskeln bei den verschiedenen Aufgaben dargestellt (vgl. Abschnitt 7.1.1). Dies soll zum einen eine Übersicht über die gemessenen Daten geben und dient zum anderen gleichzeitig der Plausibilitätsprüfung der gewonnenen Daten. Des Weiteren werden in den Abschnitten 7.1.2 und 7.1.3. die Ergebnisse der in Abschnitt 6.5 beschriebenen Varianzanalysen für die RMS-Werte sowie für die Koordinationsmuster dargestellt, um einen Überblick über die Einflussfaktoren auf die Muskelaktivität zu erhalten.

In Abschnitt 7.1.4 soll den Ergebnissen der Varianzanalysen mithilfe von paarweisen Vergleichen weiter nachgegangen werden.

#### **7.1.1 Betrachtung der Aktivitätsniveaus**

Zur Betrachtung der Amplitudenniveaus auf denen sich die gemessenen Daten bewegen sollen hier beispielhaft die Daten der Kontrollmessungen ohne Bandage dargestellt werden. Die Unterschiede zu den mit Bandage erhobenen Messwerten werden in den nachfolgenden Abschnitten noch ausgiebig besprochen.

Zur Charakterisierung des jeweiligen Amplitudenniveaus jedes Muskels bei jeder Aufgabe soll der jeweilige Mittelwert der RMS-Werte aller Probanden dienen. Zur Veranschaulichung und besseren Übersicht sind die sich daraus ergebenden Mittelwerte anhand einer sogenannten Map (siehe Abbildung 8) dargestellt. Bei diesen Maps handelt es sich um Abbildungen, bei denen jeder Mittelwert anhand eines Feldes in einem Raster dargestellt wird. Jedes Feld kann anhand der Achsenbezeichnungen einem Muskel und einer Aufgabe zugeordnet werden. Die Höhe des Mittelwerts selbst wird anhand einer Farbcodierung dargestellt. In diesem Fall handelt es sich dabei um eine Farbskala, die den niedrigsten Mittelwert mit der Farbe Schwarz, den höchsten mit der Farbe Gelb kodiert. Die übrigen Werte werden entsprechend ihrer Höhe den dazwischenliegenden Farbabstufungen zugeordnet, wobei der mittlere Amplitudenmittelwert durch die Farbe Rot kodiert wird (vgl. Abbildung 7).



**Abbildung 7: Erläuterung der Farbcodierung der Abbildung der Aktivitätsniveaus**

Im Folgenden werden die betrachteten Muskeln jeweils auf der Abszisse und die Aufgaben auf der Ordinate der Maps aufgetragen. Die Muskeln stellen sich also als Spalten und die einzelnen Aufgaben als Zeilen dar.

		Muskel											
		RA Li	RA Re	OI Li	OI Re	OE Li	OE Re	MF Li	MF Re	ICO Li	ICO Re	LO Li	LO Re
Aufgabe	NH	1	1	7	8	2	3	6	8	2	2	7	8
	AH	1	1	6	5	2	2	9	12	3	2	12	12
	V 15	2	2	6	7	3	3	31	33	6	5	22	23
	V 30	2	2	9	8	4	3	47	49	9	8	32	32
	V 49	2	2	10	11	5	4	62	64	14	12	40	41
	V 90	3	3	13	13	7	7	78	79	27	24	51	52
	SL 15	2	2	5	20	3	9	3	14	2	12	4	13
	SL 30	3	10	5	42	4	26	4	21	3	24	5	15
	SL 49	8	28	10	75	7	45	6	33	4	44	9	21
	SL 90	20	61	21	123	10	73	9	48	9	89	17	35
	SR 15	3	2	22	4	9	4	17	3	10	2	14	4
	SR 30	11	3	41	5	24	6	26	4	22	3	18	4
	SR 49	28	8	69	9	42	10	37	6	41	4	23	6
	SR 90	61	16	101	18	67	12	51	9	87	7	32	15
	R 15	11	10	16	16	14	17	2	2	3	5	4	3
	R 30	45	43	48	50	28	34	3	4	7	11	4	4
R 49	123	108	112	114	50	56	6	6	13	20	6	5	
R 90	200	181	148	160	79	86	10	11	32	39	16	16	

**Abbildung 8: Mittelwerte der RMS-Werte in  $\mu V$ , ohne Bandage**

Aufgaben: NH: Normhaltung, AH: Arbeitshaltung, V: Vorkippung, SL: Seitkippung nach links, SR: Seitkippung nach rechts, R: Rückkippung; Zahlenwerte geben den Kippwinkel an.  
Muskeln: Re/Li bezeichnet jeweils den Muskel der rechten bzw. linken Seite.

Die Übersicht über die Amplitudenmittelwerte zeigt eine große Spannweite von unter 2  $\mu V$  (RA, Stand) bis zu 200  $\mu V$  (RA li, R90). Es zeigt sich, dass die Muskelaktivität aller Muskeln bei allen Kippungen mit ansteigendem Kippwinkel zunahm. Bei den Seitkippungen war bei allen Muskeln das Aktivierungsniveau auf der jeweils kontralateral gelegenen Seite deutlich höher als auf der ipsilateralen Seite. Bei Vorkippungen zeigten insbesondere die Rückenmuskeln (MF, ICO, LO), bei Rückkippungen die Bauchmuskeln (RA, OI, OE) einen deutlichen Anstieg ihrer Aktivität. Zu registrieren ist auch eine ähnlich starke Ruheaktivität der Muskeln M.

obliquus internus abdominis, M. multifidus und M. longissimus im Stand und die Zunahme der Aktivität der beiden Rückenmuskeln beim Verschränken der Arme vor der Brust.

### 7.1.2 ANOVA für RMS-Werte

Aus Gründen der Übersichtlichkeit wurde für die ANOVA eine abgestufte Vorgehensweise gewählt. Zunächst wurde in einem ersten Übersichtstest geprüft, ob es eine signifikante Geschlechtsabhängigkeit der Daten bzw. signifikante Wechselwirkungen zwischen der Situation (Tragezustand der Bandage) und dem Geschlecht der Probanden gab. Die Ergebnisse dieses Tests zeigt Tabelle 5.

**Tabelle 5: Ergebnisse der ANOVA zum Testen des Einflusses des Geschlechts auf die Muskelaktivität**

geprüfter Einflussfaktor	Muskel					
	RA	OI	OE	MF	ICO	LO
Geschlecht	0,421	0,411	0,799	<b>&lt;0,001</b>	0,210	0,342
Situation*Geschlecht	0,229	0,412	0,681	0,344	0,477	0,560

Zahlenwerte: p-Werte, signifikante Ergebnisse sind fett gedruckt; \*: Wechselwirkung

Wie die Ergebnisse zeigen, konnte eine signifikante Wechselwirkung nicht nachgewiesen werden. Deshalb wurde für die weitere Analyse der Bandagenwirkung die Gesamtheit der Probanden untersucht, ohne eine Trennung in Frauen und Männer vorzunehmen, und für die ANOVA ein Modell ohne den Zwischensubjektfaktor Geschlecht gewählt, um die automatische Modellierung nicht interpretierbarer dreifacher Wechselwirkungen durch SPSS zu vermeiden. Die Ergebnisse dieser ANOVA zeigt Tabelle 6.

**Tabelle 6: Ergebnisse der ANOVA für die RMS-Werte**

geprüfter Einflussfaktor	Muskel					
	RA	OI	OE	MF	ICO	LO
Situation	<b>&lt;0,001</b>	<b>0,027</b>	<b>&lt;0,001</b>	<b>&lt;0,001</b>	<b>&lt;0,001</b>	0,064
Aufgabe	<b>&lt;0,001</b>	<b>&lt;0,001</b>	<b>&lt;0,001</b>	<b>&lt;0,001</b>	<b>&lt;0,001</b>	<b>&lt;0,001</b>
Seite	0,155	0,264	<b>0,003</b>	0,902	<b>&lt;0,001</b>	0,751
Situation*Aufgabe	<b>0,001</b>	0,372	<b>&lt;0,001</b>	<b>&lt;0,001</b>	<b>&lt;0,001</b>	0,075
Situation*Seite	0,660	0,309	0,255	0,740	<b>0,004</b>	0,732

Zahlenwerte: p-Werte, signifikante Ergebnisse sind fett gedruckt; \*: Wechselwirkung

Im Hinblick auf den Effekt der Rumpfbandage zeigte sich für alle Muskeln bis auf den M. longissimus ein signifikanter Einfluss der Situation auf die Muskelaktivität. Bei der überwiegenden Anzahl der untersuchten Muskeln (Ausnahmen: M. obliquus internus und M. longissimus) zeigte sich außerdem eine signifikante Wechselwirkung von Situation und Aufgabe. Dies lässt auf eine unterschiedliche Wirkung der Bandage bei verschiedenen

Belastungssituationen schließen und macht eine weitere und in Bezug auf die verschiedenen Aufgaben differenzierte Auswertung des Effekts der Bandage notwendig (siehe Abschnitt 7.2). Des Weiteren zeigte sich für den M. iliocostalis eine signifikante Wechselwirkung zwischen Situation und Körperseite. Im Folgenden wird die Bandagenwirkung deshalb für die beiden Seiten getrennt betrachtet, mit besonderem Augenmerk auf dem M. iliocostalis.

Neben den Auswirkungen des Tragens der Rumpfbandage wurden in der Varianzanalyse außerdem die Effekte der Einflussfaktoren Aufgabe und Seite auf die Muskelaktivität untersucht, um ein besseres Gesamtbild der erhobenen Daten zu erhalten.

Hierbei zeigte sich für alle Muskeln ein hochsignifikanter Einfluss der Aufgabe auf die Muskelaktivität. Signifikante Seitenunterschiede der Aktivität präsentierten sich für die Muskeln M. obliquus externus und M. iliocostalis.

### 7.1.3 ANOVA für Koordinationsmuster

Für die ANOVA der Koordinationsmuster wurde die gleiche Vorgehensweise gewählt wie für die RMS-Werte.

Zwar zeigte sich im Übersichtstest, dass die Koordinationsmuster im Unterschied zu den RMS-Werten für den Großteil der Muskeln (Ausnahme: M. obliquus internus und M. longissimus) geschlechtsabhängig waren, doch auch hier gab es keine signifikanten Wechselwirkungen zwischen Situation und Geschlecht (vgl. Tabelle 7), so dass die weitere Datenanalyse ebenfalls an einem Modell ohne den Zwischensubjektfaktor Geschlecht durchgeführt wurde (siehe Tabelle 8).

**Tabelle 7: Ergebnisse der ANOVA zum Testen des Einflusses des Geschlechts auf die Koordinationsmuster**

geprüfter Einflussfaktor	Muskel					
	RA	OI	OE	MF	ICO	LO
Geschlecht	<b>0,003</b>	0,524	<b>0,022</b>	<b>&lt;0,001</b>	<b>0,003</b>	0,671
Situation*Geschlecht	0,125	0,186	0,754	0,556	0,319	0,710

Zahlenwerte: p-Werte, signifikante Ergebnisse sind fett gedruckt; \*: Wechselwirkung

**Tabelle 8: Ergebnisse der ANOVA für die Koordinationsmuster**

geprüfter Einflussfaktor	Muskel					
	RA	OI	OE	MF	ICO	LO
Situation	<b>0,003</b>	<b>&lt;0,001</b>	<b>0,019</b>	<b>&lt;0,001</b>	<b>&lt;0,001</b>	<b>0,014</b>
Aufgabe	<b>&lt;0,001</b>	<b>&lt;0,001</b>	<b>&lt;0,001</b>	<b>&lt;0,001</b>	<b>&lt;0,001</b>	<b>&lt;0,001</b>
Seite	0,333	0,617	<b>0,003</b>	0,348	<b>&lt;0,001</b>	0,792
Situation*Aufgabe	0,075	<b>0,004</b>	<b>&lt;0,001</b>	<b>&lt;0,001</b>	<b>0,001</b>	<b>0,001</b>
Situation*Seite	0,243	0,670	0,315	0,792	0,185	0,790

Zahlenwerte: p-Werte, signifikante Ergebnisse sind fett gedruckt; \*: Wechselwirkung

Tabelle 8 zeigt, dass auch bei den Koordinationsmustern ein signifikanter Einfluss der Bandagensituation nachweisbar war - hier sogar für alle Muskeln. Wechselwirkungen der Situation mit der Aufgabe waren signifikant für alle Muskeln bis auf den M. rectus abdominis vorhanden. Zwischen Situation und Seite gab es keine signifikanten Wechselwirkungen.

Für den Einfluss der Aufgabe auf die Koordinationsmuster zeigte sich für alle Aufgaben ein hochsignifikanter Effekt.

Die Seite hatte wie bei den RMS-Werten nur auf die Koordinationsmuster von M. obliquus externus und M. iliocostalis einen signifikanten Einfluss.

#### 7.1.4 Paarweise Vergleiche

Da sich für die meisten Muskeln in der ANOVA ein signifikanter Einfluss der Situation auf die Muskelaktivität zeigte, wurden unter Anwendung der Bonferroni-Korrektur post-hoc paarweise Vergleiche durchgeführt, um zu untersuchen, zwischen welchen Situationen es signifikante Unterschiede gab. Hierfür ergaben sich die in Tabelle 9 dargestellten Vergleichssituationen.

**Tabelle 9: Bezeichnung der Einzelvergleiche**

Vergleichssituation 1	Vergleichssituation 2	Bezeichnung
ohne Bandage	mit Bandage, direkt nach Anlegen	„ohne vs. mit“
ohne Bandage	mit Bandage, nach 3 Stunden Tragezeit	„ohne vs. 3 h“
mit Bandage, direkt nach Anlegen	mit Bandage, nach 3 Stunden Tragezeit	„mit vs. 3 h“



#### 7.1.4.1 RMS-Werte

Tabelle 10 zeigt die Ergebnisse der paarweisen Vergleiche für die RMS-Werte.

**Tabelle 10: Ergebnisse der paarweisen Vergleiche der RMS-Werte**

Vergleich	Muskel					
	RA	OI	OE	MF	ICO	LO
„ohne vs. mit“	<b>&lt;0,001</b>	0,533	<b>&lt;0,001</b>	<b>&lt;0,001</b>	<b>&lt;0,001</b>	0,148
„ohne vs. 3 h“	<b>0,006</b>	<b>0,047</b>	<b>&lt;0,001</b>	<b>&lt;0,001</b>	<b>&lt;0,001</b>	0,169
„mit vs. 3 h“	1,000	0,540	1,000	0,403	1,000	1,000

Zahlenwerte: p-Werte, signifikante Ergebnisse sind fett gedruckt

Wie bereits in der ANOVA zeigte sich kein signifikanter Einfluss der Bandagensituation auf die Aktivität des M. longissimus.

Für den M. obliquus internus gab es nur im Vergleich der Situation ohne Bandage und der nach dreistündiger Tragezeit einen signifikanten Aktivitätsunterschied. Bei allen anderen Muskeln zeigte sich eine hochsignifikante Veränderung in der Muskelaktivität sowohl direkt nach Anlegen der Bandage als auch nach drei Stunden Tragezeit im Vergleich zur Situation ohne Bandage.

Signifikante Änderungen der Muskelaktivität nach dreistündigem Tragen der Bandage im Vergleich zur Aktivität direkt nach ihrem Anlegen zeigten sich bei keinem der untersuchten Muskeln.

#### 7.1.4.2 Koordinationsmuster

In Tabelle 11 sind die Ergebnisse der paarweisen Vergleiche für die Koordinationsmuster dargestellt.

**Tabelle 11: Ergebnisse der paarweisen Vergleiche der Koordinationsmuster**

Vergleich	Muskel					
	RA	OI	OE	MF	ICO	LO
„ohne vs. mit“	<b>0,006</b>	<b>&lt;0,001</b>	<b>0,044</b>	<b>&lt;0,001</b>	<b>&lt;0,001</b>	0,121
„ohne vs. 3 h“	0,300	<b>&lt;0,001</b>	0,233	<b>&lt;0,001</b>	<b>&lt;0,001</b>	<b>0,045</b>
„mit vs. 3 h“	1,000	1,000	1,000	0,900	0,380	0,899

Zahlenwerte: p-Werte, signifikante Ergebnisse sind fett gedruckt

Auch hier gab es signifikante Unterschiede nur bei den Vergleichen der Koordinationsmuster ohne Bandage mit denen beim Tragen der Bandage. Direkt nach Anlegen der Bandage kam es bei allen Muskeln bis auf den M. longissimus zu einer signifikanten Änderung der Koordinationsmuster. Nach drei Stunden Tragezeit war die Änderung dann auch für den M.

longissimus signifikant, dafür aber nicht mehr für die Muskeln M. rectus abdominis und M. obliquus externus abdominis.

Signifikante Unterschiede zwischen der Situation nach Anlegen der Bandage und der nach dreistündiger Tragezeit zeigten sich auch bei den Koordinationsmustern nicht.

## **7.2 Einzelvergleiche**

### **7.2.1 Absolute Änderungen der mittleren Amplitude**

Die Tatsache, dass die ANOVA signifikante Wechselwirkungen des Einflusses der Bandagensituation insbesondere mit der Aufgabe gezeigt hatte, macht es nötig, den Einfluss der Bandage bei jeder Aufgabe einzeln zu untersuchen. Dies erfolgte anhand von Einzelvergleichen für jeden Muskel und jede Aufgabe.

Die Vergleiche wurden wie bereits bei den paarweisen Vergleichen zwischen allen drei Situationen durchgeführt.

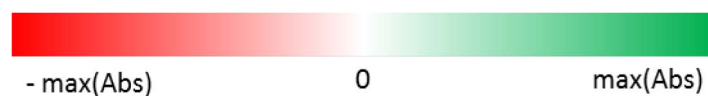
Dafür wurde für jeden Probanden die Differenz der Muskelaktivitäten bei den beiden Vergleichssituationen gebildet, indem die Muskelaktivität während der jeweils ersten Situation von der während der jeweils zweiten Situation abgezogen wurde.

Somit repräsentiert die Differenz der Aktivität jeweils deren Änderung in Bezug auf die erste Situation (Referenzsituation). Aus den Differenzwerten aller Probanden wurde dann für jeden Muskel und jede Aufgabe ein Mittelwert gebildet, anhand dessen im Folgenden die Wirkung der Bandage analysiert werden soll. Dabei soll bei der Auswertung aufgrund der Vielzahl der Vergleiche vor allem auf solche Ergebnisse eingegangen werden, die eine Systematik erkennen lassen und die durch die statistischen Methoden bestätigt werden.

Zur Veranschaulichung werden die Ergebnisse der Vergleiche in den folgenden Abschnitten anhand von Maps, wie bereits in Abschnitt 7.1.1 erläutert, visualisiert. In diesem Fall enthalten die Felder des Rasters nicht die Mittelwerte der Amplituden sondern die Vergleichsergebnisse, also die Differenzmittelwerte.

Zusätzlich wurden die Aktivitätswerte der zu vergleichenden Situationen mithilfe von T-Tests analysiert, um die Ergebnisse der Mittelwertvergleiche auf ihre Plausibilität hin zu überprüfen (siehe Methodenteil).

Die Aktivitätsänderungen sowie die Ergebnisse der T-Tests sind in den folgenden Maps (Abbildung 10 bis Abbildung 18) dargestellt. Dabei repräsentieren rote Felder eine Aktivitätsabnahme im Vergleich zur Referenzsituation, grüne eine Aktivitätszunahme. Die Intensität der Farbe repräsentiert das Ausmaß der Aktivitätsänderung (vgl. Abbildung 9). Hierbei steht die maximale Farbintensität für die maximale auftretende Aktivitätsänderung, unabhängig von ihrer Richtung (Zu- oder Abnahme), sodass die maximale Farbintensität der anderen Richtung einer ebenso großen entgegengesetzten Aktivitätsänderung entsprechen würde, welche aber in den Maps tatsächlich kaum vorkommt, da die maximalen Zu- und Abnahmen der Aktivität meist deutlich voneinander abweichen.



**Abbildung 9: Erläuterung der Farbcodierung in den Abbildungen der Aktivitätsänderungen**  
max: Maximum, Abs: Betrag der Aktivitätsänderung

Zur besseren Veranschaulichung wurden Maps mit unterschiedlichen Referenzbereichen für die Formatierung erstellt, so dass sie trotz gleicher Werte jeweils unterschiedliche Aussagen illustrieren.

Für die Maps von Abbildung 10 bis Abbildung 12 wurde die Farbcodierung der einzelnen Differenzmittelwerte in Bezug auf alle Werte gewählt, so dass erkennbar wird, bei welchen Aufgaben und Muskeln die stärkste Aktivitätsbeeinflussung durch die Situation erfolgte. Somit liefern sie zunächst einen Gesamteindruck der Spannbreite der Aktivitätsänderungen.

Allerdings ist eine Beurteilung des größten Teils der Aktivitätsänderungen bei dieser Art der Formatierung schwierig, da aufgrund der großen Spannbreite der Differenzen bei großen Maximalwerten die Farbdifferenzen aller übrigen Felder zu gering sind. Daher wurden für die Maps von Abbildung 13 bis Abbildung 18 andere Referenzbereiche für die Farbcodierung gewählt, um detailliertere Informationen über die Änderungen der Muskelaktivität durch die Bandage zu erhalten.

Hierbei bezieht sich die Farbcodierung nicht wie zuvor auf alle Werte, sondern jeweils nur auf die einzelnen Zeilen (Abbildung 13 bis Abbildung 15) bzw. auf die einzelnen Spalten (Abbildung 16 bis Abbildung 18).

Die zeilenweise Formatierung wurde zum Vergleich der Bandagenwirkung bei gleichen Aufgaben auf die verschiedenen Muskeln gewählt. Die Farbkodierung bezieht sich dabei also auf die Aktivitätsänderungen bei einer Aufgabe. Dadurch kann in den entsprechenden Maps für jede Aufgabe abgelesen werden, welcher Muskel durch die Änderung der Situation bei dieser Aufgabe am stärksten beeinflusst wurde.

Um zu veranschaulichen, wie die Wirkung der Bandage auf einen Muskel bei den verschiedenen Aufgaben ausfällt, wurde die spaltenweise Formatierung gewählt. Hier kann also für jeden Muskel abgelesen werden, wie seine Aktivität durch die Situationsänderung bei jeder Aufgabe beeinflusst wurde.

In allen Maps stehen **fett und kursiv** gedruckte Werte für Vergleiche, für die der T-Test einen  $p\text{-Wert} \leq 0,05$  ergab, also einen signifikanten Unterschied zwischen beiden betrachteten Situationen.

	Muskeln											
	RA Li	RA Re	OI Li	OI Re	OE Li	OE Re	MF Li	MF Re	ICO Li	ICO Re	LO Li	LO Re
NH	0,2	0,5	-4,0	-4,3	0,1	0,4	-1,1	-2,4	0,0	-0,1	-1,3	-1,9
AH	0,2	0,3	-4,0	-3,1	-0,2	-0,4	-0,8	-1,4	-0,2	-0,1	-1,0	-1,0
V15	0,2	0,3	-3,2	-3,9	-0,3	-0,3	-0,1	0,1	-0,5	-0,2	-0,5	-1,1
V30	0,2	0,3	-4,2	-4,7	-0,8	-0,5	-0,1	0,8	-0,6	0,2	-1,7	-2,5
V49	0,1	0,2	-4,2	-5,8	-1,0	-0,9	0,7	0,8	0,4	0,9	-1,2	-2,3
V90	0,0	0,0	-3,9	-4,6	-0,9	-0,8	3,9	2,8	2,2	3,5	-0,6	-1,0
Aufgaben												
SL15	0,2	0,4	-2,6	-5,3	0,2	-0,5	0,4	3,1	0,1	1,2	-1,1	-1,4
SL30	0,4	1,3	-1,9	-4,1	0,6	-0,1	0,8	5,5	0,7	2,4	-0,8	-0,5
SL49	0,7	4,4	-3,0	-1,8	1,0	2,7	0,9	5,9	0,4	8,6	-1,2	-1,6
SL90	2,6	7,2	-2,2	6,5	2,6	10,1	1,0	2,0	0,5	24,6	-0,1	-1,3
SR15	0,2	0,4	-7,3	-2,4	-0,4	0,5	2,9	0,6	0,9	0,3	-0,8	0,0
SR30	1,4	0,4	-3,7	-1,3	0,1	2,3	4,3	1,2	0,7	0,8	-1,2	-0,5
SR49	3,2	0,6	-1,2	0,2	3,4	2,5	7,9	1,7	2,4	1,7	0,5	-0,1
SR90	8,8	4,8	9,9	-1,0	7,2	3,5	6,6	1,9	10,8	2,3	1,6	-0,2
R15	3,1	3,5	0,3	0,2	6,4	5,3	0,2	0,2	0,7	1,2	-1,2	-0,8
R30	24,8	17,8	4,0	6,2	14,9	13,3	0,8	0,6	2,3	4,4	-0,5	-0,1
R49	41,4	36,8	-5,0	6,1	29,4	29,1	1,6	1,5	5,2	8,0	0,4	0,4
R90	32,8	23,5	-5,4	-0,6	21,3	24,9	2,2	2,3	9,3	18,6	1,6	3,5

Abbildung 10: Aktivitätsänderung in  $\mu V$ , „ohne vs. mit“  
Bereich der Farbskala:  $\pm 41,4 \mu V$

	Muskeln											
	RA Li	RA Re	OI Li	OI Re	OE Li	OE Re	MF Li	MF Re	ICO Li	ICO Re	LO Li	LO Re
NH	0,2	0,4	-3,5	-3,4	0,3	0,7	-1,4	-1,0	-0,1	-0,1	-1,7	-1,6
AH	0,3	0,3	-4,1	-2,5	-0,3	-0,4	-0,7	-0,5	-0,5	-0,2	-1,0	-1,1
V15	0,2	0,3	-3,1	-3,6	-0,2	-0,2	0,8	1,4	-0,2	-0,1	-1,0	-1,0
V30	0,2	0,3	-4,5	-4,5	-0,7	-0,5	1,5	2,1	0,0	0,2	-2,5	-1,3
V49	0,2	0,3	-4,2	-5,7	-0,9	-0,8	1,7	3,6	1,3	1,4	-1,4	-1,0
V90	0,0	0,2	-4,4	-4,7	-0,9	-0,4	3,8	5,8	7,2	6,4	-0,8	0,5
Aufgaben												
SL15	0,3	0,8	-2,2	-5,0	0,4	-1,2	0,9	3,4	0,1	1,9	-0,9	-1,3
SL30	1,0	2,4	-1,9	-2,5	1,2	0,4	1,2	5,9	0,6	4,2	0,2	-0,5
SL49	1,5	4,5	-3,5	-4,7	0,9	1,5	1,4	7,4	0,5	6,4	-0,6	-1,9
SL90	3,5	6,1	-3,8	-10,6	0,6	7,8	1,5	4,7	1,4	25,3	1,5	-2,7
SR15	0,2	0,4	-7,4	-2,5	-1,1	0,1	2,8	0,6	2,0	0,1	-1,1	-0,8
SR30	2,2	1,1	-3,7	-1,5	-2,1	1,9	5,6	1,4	2,0	0,5	-2,1	0,6
SR49	4,7	1,7	1,2	-1,2	-1,4	3,4	8,9	1,8	3,8	1,6	-1,9	-0,1
SR90	6,1	5,3	4,9	-0,6	2,0	4,8	6,9	2,0	6,3	2,1	-2,0	-0,3
R15	2,6	4,6	-0,5	-0,8	5,8	6,6	0,7	0,3	1,1	2,1	-0,7	-0,3
R30	11,7	14,4	1,3	-0,2	12,8	14,0	0,8	0,7	2,6	5,5	-0,4	-0,1
R49	33,9	39,3	-2,5	-5,9	25,5	26,8	1,3	1,4	4,1	9,4	-0,3	-0,1
R90	32,1	32,7	2,9	-15,1	20,2	27,6	1,4	1,7	5,1	11,5	-0,2	-0,4

Abbildung 11: Aktivitätsänderung in  $\mu V$ , „ohne vs. 3 h“  
Bereich der Farbskala:  $\pm 39,3 \mu V$

	Muskeln											
	RA Li	RA Re	OI Li	OI Re	OE Li	OE Re	MF Li	MF Re	ICO Li	ICO Re	LO Li	LO Re
NH	0,0	-0,1	0,5	0,8	0,1	0,3	-0,3	1,4	-0,1	0,0	-0,3	0,4
AH	0,1	0,0	0,0	0,4	-0,1	0,0	0,0	1,0	-0,3	-0,1	0,0	-0,1
V15	0,1	0,0	0,1	0,3	0,1	0,2	0,9	1,2	0,3	0,1	-0,5	0,2
V30	0,0	0,0	-0,3	0,1	0,1	0,0	1,6	1,3	0,6	0,0	-0,8	1,2
V49	0,1	0,1	0,0	0,0	0,2	0,1	1,0	2,7	0,9	0,5	-0,3	1,3
V90	0,0	0,2	-0,4	-0,1	0,0	0,4	-0,1	3,0	5,0	3,0	-0,2	1,5
Aufgaben												
SL15	0,1	0,4	0,4	0,4	0,1	-0,7	0,5	0,4	-0,1	0,7	0,2	0,1
SL30	0,7	1,1	0,0	1,6	0,6	0,5	0,4	0,4	-0,1	1,7	0,9	0,0
SL49	0,8	0,1	-0,4	-2,9	0,0	-1,2	0,5	1,6	0,1	-2,2	0,6	-0,2
SL90	0,9	-1,2	-1,6	-17,1	-2,0	-2,3	0,5	2,7	0,9	0,7	1,6	-1,5
SR15	0,1	0,0	-0,1	-0,1	-0,7	-0,4	0,0	-0,1	1,1	-0,2	-0,2	-0,7
SR30	0,8	0,6	-0,1	-0,2	-2,3	-0,4	1,2	0,2	1,3	-0,2	-0,8	-0,1
SR49	1,5	1,1	2,4	-1,4	-4,8	0,9	1,0	0,1	1,4	-0,1	-2,3	0,2
SR90	-2,7	0,5	-5,1	0,4	-5,3	1,3	0,3	0,1	-4,4	-0,1	-3,6	-0,1
R15	-0,5	1,2	-0,8	-1,0	-0,5	1,3	0,5	0,1	0,4	0,9	0,5	0,5
R30	-13,1	-3,4	-2,7	-6,4	-2,1	0,7	0,1	0,1	0,3	1,0	0,1	0,0
R49	-7,5	2,5	2,5	-12,0	-3,9	-2,4	-0,4	-0,1	-1,1	1,4	-0,8	-0,5
R90	-0,7	9,2	8,3	-14,5	-1,1	2,7	-0,7	-0,5	-4,2	-7,1	-1,8	-3,9

Abbildung 12: Aktivitätsänderung in  $\mu V$ , „mit vs. 3 h“  
Bereich der Farbskala:  $\pm 17,1 \mu V$

		Muskeln											
		RALi	RARe	OILi	OIRe	OELi	OERe	MFLi	MFRi	ICOLi	ICORe	LOLi	LORe
NH	AH	0,2	0,5	-4,0	-4,3	0,1	0,4	-1,1	-2,4	0,0	-0,1	-1,3	-1,9
		0,2	0,3	-4,0	-3,1	-0,2	-0,4	-0,8	-1,4	-0,2	-0,1	-1,0	-1,0
Aufgaben	V15	0,2	0,3	-3,2	-3,9	-0,3	-0,3	-0,1	0,1	-0,5	-0,2	-0,5	-1,1
	V30	0,2	0,3	-4,2	-4,7	-0,8	-0,5	-0,1	0,8	-0,6	0,2	-1,7	-2,5
	V49	0,1	0,2	-4,2	-5,8	-1,0	-0,9	0,7	0,8	0,4	0,9	-1,2	-2,3
	V90	0,0	0,0	-3,9	-4,6	-0,9	-0,8	3,9	2,8	2,2	3,5	-0,6	-1,0
Aufgaben	SL15	0,2	0,4	-2,6	-5,3	0,2	-0,5	0,4	3,1	0,1	1,2	-1,1	-1,4
	SL30	0,4	1,3	-1,9	-4,1	0,6	-0,1	0,8	5,5	0,7	2,4	-0,8	-0,5
	SL49	0,7	4,4	-3,0	-1,8	1,0	2,7	0,9	5,9	0,4	8,6	-1,2	-1,6
	SL90	2,6	7,2	-2,2	6,5	2,6	10,1	1,0	2,0	0,5	24,6	-0,1	-1,3
Aufgaben	SR15	0,2	0,4	-7,3	-2,4	-0,4	0,5	2,9	0,6	0,9	0,3	-0,8	0,0
	SR30	1,4	0,4	-3,7	-1,3	0,1	2,3	4,3	1,2	0,7	0,8	-1,2	-0,5
	SR49	3,2	0,6	-1,2	0,2	3,4	2,5	7,9	1,7	2,4	1,7	0,5	-0,1
	SR90	8,8	4,8	9,9	-1,0	7,2	3,5	6,6	1,9	10,8	2,3	1,6	-0,2
Aufgaben	R15	3,1	3,5	0,3	0,2	6,4	5,3	0,2	0,2	0,7	1,2	-1,2	-0,8
	R30	24,8	17,8	4,0	6,2	14,9	13,3	0,8	0,6	2,3	4,4	-0,5	-0,1
	R49	41,4	36,8	-5,0	6,1	29,4	29,1	1,6	1,5	5,2	8,0	0,4	0,4
	R90	32,8	23,5	-5,4	-0,6	21,3	24,9	2,2	2,3	9,3	18,6	1,6	3,5

Abbildung 13: Aktivitätsänderung in  $\mu\text{V}$ ,  
„ohne vs. mit“  
(Formatierung zeilenweise)

		Muskeln											
		RALi	RARe	OILi	OIRe	OELi	OERe	MFLi	MFRi	ICOLi	ICORe	LOLi	LORe
NH	AH	0,2	0,4	-3,5	-3,4	0,3	0,7	-1,4	-1,0	-0,1	-0,1	-1,7	-1,6
		0,3	0,3	-4,1	-2,5	-0,3	-0,4	-0,7	-0,5	-0,5	-0,2	-1,0	-1,1
Aufgaben	V15	0,2	0,3	-3,1	-3,6	-0,2	-0,2	0,8	1,4	-0,2	-0,1	-1,0	-1,0
	V30	0,2	0,3	-4,5	-4,5	-0,7	-0,5	1,5	2,1	0,0	0,2	-2,5	-1,3
	V49	0,2	0,3	-4,2	-5,7	-0,9	-0,8	1,7	3,6	1,3	1,4	-1,4	-1,0
	V90	0,0	0,2	-4,4	-4,7	-0,9	-0,4	3,8	5,8	7,2	6,4	-0,8	0,5
Aufgaben	SL15	0,3	0,8	-2,2	-5,0	0,4	-1,2	0,9	3,4	0,1	1,9	-0,9	-1,3
	SL30	1,0	2,4	-1,9	-2,5	1,2	0,4	1,2	5,9	0,6	4,2	0,2	-0,5
	SL49	1,5	4,5	-3,5	-4,7	0,9	1,5	1,4	7,4	0,5	6,4	-0,6	-1,9
	SL90	3,5	6,1	-3,8	-10,6	0,6	7,8	1,5	4,7	1,4	25,3	1,5	-2,7
Aufgaben	SR15	0,2	0,4	-7,4	-2,5	-1,1	0,1	2,8	0,6	2,0	0,1	-1,1	-0,8
	SR30	2,2	1,1	-3,7	-1,5	-2,1	1,9	5,6	1,4	2,0	0,5	-2,1	-0,6
	SR49	4,7	1,7	1,2	-1,2	-1,4	3,4	8,9	1,8	3,8	1,6	-1,9	0,1
	SR90	6,1	5,3	4,9	-0,6	2,0	4,8	6,9	2,0	6,3	2,1	-2,0	-0,3
Aufgaben	R15	2,6	4,6	-0,5	-0,8	5,8	6,6	0,7	0,3	1,1	2,1	-0,7	-0,3
	R30	11,7	14,4	1,3	-0,2	12,8	14,0	0,8	0,7	2,6	5,5	-0,4	-0,1
	R49	33,9	39,3	-2,5	-5,9	25,5	26,8	1,3	1,4	4,1	9,4	-0,3	-0,1
	R90	32,1	32,7	2,9	-15,1	20,2	27,6	1,4	1,7	5,1	11,5	-0,2	-0,4

Abbildung 14: Aktivitätsänderung in  $\mu\text{V}$ ,  
„ohne vs. 3 h“  
(Formatierung zeilenweise)

		Muskeln											
		RALi	RARe	OILi	OIRe	OELi	OERe	MFLi	MFRi	ICOLi	ICORe	LOLi	LORe
NH	AH	0,0	-0,1	0,5	0,8	0,1	0,3	-0,3	1,4	-0,1	0,0	-0,3	0,4
		0,1	0,0	0,0	0,4	-0,1	0,0	0,0	1,0	-0,3	-0,1	0,0	-0,1
Aufgaben	V15	0,1	0,0	0,1	0,3	0,1	0,2	0,9	1,2	0,3	0,1	-0,5	0,2
	V30	0,0	0,0	-0,3	0,1	0,1	0,0	1,6	1,3	0,6	0,0	-0,8	1,2
	V49	0,1	0,1	0,0	0,0	0,2	0,1	1,0	2,7	0,9	0,5	-0,3	1,3
	V90	0,0	0,2	-0,4	-0,1	0,0	0,4	-0,1	3,0	5,0	3,0	-0,2	1,5
Aufgaben	SL15	0,1	0,4	0,4	0,4	0,1	-0,7	0,5	0,4	-0,1	0,7	0,2	0,1
	SL30	0,7	1,1	0,0	1,6	0,6	0,5	0,4	0,4	-0,1	1,7	0,9	0,0
	SL49	0,8	0,1	-0,4	-2,9	0,0	-1,2	0,5	1,6	0,1	-2,2	0,6	-0,2
	SL90	0,9	-1,2	-1,6	-17,1	-2,0	-2,3	0,5	2,7	0,9	0,7	1,6	-1,5
Aufgaben	SR15	0,1	0,0	-0,1	-0,1	-0,7	-0,4	0,0	-0,1	1,1	-0,2	-0,2	-0,7
	SR30	0,8	0,6	-0,1	-0,2	-2,3	-0,4	1,2	0,2	1,3	-0,2	-0,8	-0,1
	SR49	1,5	1,1	2,4	-1,4	-4,8	0,9	1,0	0,1	1,4	-0,1	-2,3	0,2
	SR90	-2,7	0,5	-5,1	0,4	-5,3	1,3	0,3	0,1	-4,4	-0,1	-3,6	-0,1
Aufgaben	R15	-0,5	1,2	-0,8	-1,0	-0,5	1,3	0,5	0,1	0,4	0,9	0,5	0,5
	R30	-13,1	-3,4	-2,7	-6,4	-2,1	0,7	0,1	0,1	0,3	1,0	0,1	0,0
	R49	-7,5	2,5	2,5	-12,0	-3,9	-2,4	-0,4	-0,1	-1,1	1,4	-0,8	-0,5
	R90	-0,7	9,2	8,3	-14,5	-1,1	2,7	-0,7	-0,5	-4,2	-7,1	-1,8	-3,9

Abbildung 15: Aktivitätsänderung in  $\mu\text{V}$ ,  
„mit vs. 3 h“  
(Formatierung zeilenweise)

		Muskeln											
		RALi	RARe	OILi	OIRe	OELi	OERe	MFLi	MFRi	ICOLi	ICORe	LOLi	LORe
NH	AH	0,2	0,5	-4,0	-4,3	0,1	0,4	-1,1	-2,4	0,0	-0,1	-1,3	-1,9
		0,2	0,3	-4,0	-3,1	-0,2	-0,4	-0,8	-1,4	-0,2	-0,1	-1,0	-1,0
Aufgaben	V15	0,2	0,3	-3,2	-3,9	-0,3	-0,3	-0,1	0,1	-0,5	-0,2	-0,5	-1,1
	V30	0,2	0,3	-4,2	-4,7	-0,8	-0,5	-0,1	0,8	-0,6	0,2	-1,7	-2,5
	V49	0,1	0,2	-4,2	-5,8	-1,0	-0,9	0,7	0,8	0,4	0,9	-1,2	-2,3
	V90	0,0	0,0	-3,9	-4,6	-0,9	-0,8	3,9	2,8	2,2	3,5	-0,6	-1,0
Aufgaben	SL15	0,2	0,4	-2,6	-5,3	0,2	-0,5	0,4	3,1	0,1	1,2	-1,1	-1,4
	SL30	0,4	1,3	-1,9	-4,1	0,6	-0,1	0,8	5,5	0,7	2,4	-0,8	-0,5
	SL49	0,7	4,4	-3,0	-1,8	1,0	2,7	0,9	5,9	0,4	8,6	-1,2	-1,6
	SL90	2,6	7,2	-2,2	6,5	2,6	10,1	1,0	2,0	0,5	24,6	-0,1	-1,3
Aufgaben	SR15	0,2	0,4	-7,3	-2,4	-0,4	0,5	2,9	0,6	0,9	0,3	-0,8	0,0
	SR30	1,4	0,4	-3,7	-1,3	0,1	2,3	4,3	1,2	0,7	0,8	-1,2	-0,5
	SR49	3,2	0,6	-1,2	0,2	3,4	2,5	7,9	1,7	2,4	1,7	0,5	-0,1
	SR90	8,8	4,8	9,9	-1,0	7,2	3,5	6,6	1,9	10,8	2,3	1,6	-0,2
Aufgaben	R15	3,1	3,5	0,3	0,2	6,4	5,3	0,2	0,2	0,7	1,2	-1,2	-0,8
	R30	24,8	17,8	4,0	6,2	14,9	13,3	0,8	0,6	2,3	4,4	-0,5	-0,1
	R49	41,4	36,8	-5,0	6,1	29,4	29,1	1,6	1,5	5,2	8,0	0,4	0,4
	R90	32,8	23,5	-5,4	-0,6	21,3	24,9	2,2	2,3	9,3	18,6	1,6	3,5

Abbildung 16: Aktivitätsänderung in  $\mu\text{V}$ ,  
„ohne vs. mit“  
(Formatierung spaltenweise)

		Muskeln											
		RALi	RARe	OILi	OIRe	OELi	OERe	MFLi	MFRi	ICOLi	ICORe	LOLi	LORe
NH		0,2	0,4	-3,5	-3,4	0,3	0,7	-1,4	-1,0	-0,1	-0,1	-1,7	-1,6
AH		0,3	0,3	-4,1	-2,5	-0,3	-0,4	-0,7	-0,5	-0,5	-0,2	-1,0	-1,1
Aufgaben	V15	0,2	0,3	-3,1	-3,6	-0,2	-0,2	0,8	1,4	-0,2	-0,1	-1,0	-1,0
	V30	0,2	0,3	-4,5	-4,5	-0,7	-0,5	1,5	2,1	0,0	0,2	-2,5	-1,3
	V49	0,2	0,3	-4,2	-5,7	-0,9	-0,8	1,7	3,6	1,3	1,4	-1,4	-1,0
	V90	0,0	0,2	-4,4	-4,7	-0,9	-0,4	3,8	5,8	7,2	6,4	-0,8	0,5
	SL15	0,3	0,8	-2,2	-5,0	0,4	-1,2	0,9	3,4	0,1	1,9	-0,9	-1,3
	SL30	1,0	2,4	-1,9	-2,5	1,2	0,4	1,2	5,9	0,6	4,2	0,2	-0,5
	SL49	1,5	4,5	-3,5	-4,7	0,9	1,5	1,4	7,4	0,5	6,4	-0,6	-1,9
	SL90	3,5	6,1	-3,8	-10,6	0,6	7,8	1,5	4,7	1,4	25,3	1,5	-2,7
	SR15	0,2	0,4	-7,4	-2,5	-1,1	0,1	2,8	0,6	2,0	0,1	-1,1	-0,8
	SR30	2,2	1,1	-3,7	-1,5	-2,1	1,9	5,6	1,4	2,0	0,5	-2,1	-0,6
	SR49	4,7	1,7	1,2	-1,2	-1,4	3,4	8,9	1,8	3,8	1,6	-1,9	0,1
	SR90	6,1	5,3	4,9	-0,6	2,0	4,8	6,9	2,0	6,3	2,1	-2,0	-0,3
	R15	2,6	4,6	-0,5	-0,8	5,8	6,6	0,7	0,3	1,1	2,1	-0,7	-0,3
	R30	11,7	14,4	1,3	-0,2	12,8	14,0	0,8	0,7	2,6	5,5	-0,4	-0,1
	R49	33,9	39,3	-2,5	-5,9	25,5	26,8	1,3	1,4	4,1	9,4	-0,3	-0,1
	R90	32,1	32,7	2,9	-1,1	20,2	27,6	1,4	1,7	5,1	11,5	-0,2	-0,4

### 7.2.1.1 Überblick

Beim Betrachten der Abbildungen fällt die jeweilige Ähnlichkeit der Maps der Vergleiche „ohne vs. mit“ (Abbildung 8) und „ohne vs. 3 h“ (Abbildung 9) ins Auge. Aus diesem Grund sollen die Ergebnisse dieser Vergleiche im Folgenden (Abschnitt 7.2.1.2) gemeinsam betrachtet und nur auf deutliche oder systematische Abweichungen einzelner Vergleichsergebnisse detailliert eingegangen werden.

Im Überblick (vgl. Abbildung 10 bis Abbildung 12) erkennt man in allen Maps nur wenige durch kräftige Farbtöne kodierte Differenzmittelwerte, also eine deutliche Abweichung der Maximalwerte vom Großteil der Differenzen. Die Spannbreite der Aktivitätsänderungen reicht von einer maximalen mittleren Abnahme von 17,1  $\mu\text{V}$  (OI re bei SL90 beim Vergleich „mit vs. 3 h“, siehe Abbildung 12) bis zu einer maximalen mittleren Zunahme von 41,4  $\mu\text{V}$  (RA li bei R49 beim Vergleich „ohne vs. 3 h“, siehe Abbildung 10).

Die ersten beiden Maps (Abbildung 10 und Abbildung 11) zeigen, dass die durch die Bandage hervorgerufenen maximalen Aktivitätszunahmen, zu finden bei den Muskeln M. rectus abdominis und M. obliquus externus abdominis bei stärkerer Rückkipfung, deutlich größere Ausmaße annehmen als die maximalen Aktivitätsabnahmen (hier maximal 15,1  $\mu\text{V}$ , OI re bei R90 beim Vergleich „ohne vs. 3 h“).

Insbesondere bei der detaillierteren Betrachtung der Vergleiche „ohne vs. mit“ (Abbildung 13 und Abbildung 14) und „ohne vs. 3 h“ (Abbildung 16 und Abbildung 17) zeigt sich in den Maps eine deutliche vertikale Struktur. Diese repräsentiert eine unterschiedliche Wirkung der Bandage auf unterschiedliche Muskeln. Sie wird allerdings bei vielen Muskeln mehr oder weniger deutlich unterbrochen, bzw. ist abhängig von der jeweiligen Aufgabe, was das ANOVA-Ergebnis signifikanter Wechselwirkungen zwischen Situation und Aufgabe bestätigt.

In knapp über 50 Prozent der 216 Vergleiche werden die gefundenen Vergleichsergebnisse von p-Werten  $\leq 0,05$  untermauert.

In der jeweils dritten Map (Abbildung 12, Abbildung 15 und Abbildung 18) fehlt dagegen eine erkennbare Struktur. Auch p-Werte  $\leq 0,05$  finden sich hier nur sporadisch. Größere Aktivitätsunterschiede zeigten sich, abgesehen von der auffälligen Aktivitätsabnahme des rechten M. obliquus internus bei der 90°-Seitkipfung, nur bei den Rückkipfungen. Allerdings ist hier keine Systematik zu erkennen.

### 7.2.1.2 Detaillierte Betrachtung

Aufgrund der unterschiedlichen Wirkung der Bandage auf unterschiedliche Muskeln, erkennbar an der dominierenden vertikalen Struktur in den Maps, erfolgt die eingehende Betrachtung des Bandageneffekts in diesem Abschnitt muskelweise.

#### *M. rectus abdominis*

So zeigte sich für den M. rectus abdominis eine generelle Zunahme seiner Aktivität durch das Anlegen bzw. Tragen der Bandage. Diese fand sich für alle Aufgaben, mit Ausnahme der Vorkippung von 90 Grad. Durch signifikante T-Test-Ergebnisse wird die Aktivitätszunahme insbesondere im Stand und bei den Rückkippen bestätigt.

Allerdings zeigte sich eine deutliche Abhängigkeit des Ausmaßes der Aktivitätszunahme von der Aufgabe. Während der M. rectus abdominis bei den Rückkippen die stärkste durch die Bandage bewirkte Aktivitätszunahme aller Muskeln zeigte (bis 41,4  $\mu$ V links bei R49 beim Vergleich „ohne vs. 3 h“), war die Aktivitätszunahme im Stand und bei Vorkippung im Vergleich dazu verschwindend gering. Weiterhin zeigte sich eine deutliche, allerdings nicht signifikante, Aktivitätszunahme bei den Seitkippen zur kontralateralen Seite.

#### *M. obliquus internus abdominis*

Für den M. obliquus internus abdominis zeigte sich generell ein Trend zur Aktivitätsabnahme durch das Tragen der Rumpfbandage. Als signifikant zeigte sich dieser im Stand, bei allen Vorkippen, sowie bei leichteren Seitkippen auf der ipsilateralen Seite. Allerdings ist er bei stärkeren Seitkippen, insbesondere zur kontralateralen Seite, sowie bei allen Rückkippen weniger ausgeprägt, beziehungsweise zeigen sich sogar Hinweise für eine Aktivitätszunahme, vor allem bei Rückkippen nach Anlegen der Bandage. Nach dreistündiger Tragezeit erscheint die Tendenz zur Aktivitätsabnahme eher verstärkt.

Die Aktivitätsabnahme bewegt sich für den Großteil der Aufgaben in einem ähnlichen Amplitudenbereich zwischen drei und sechs Mikrovolt, womit der M. obliquus internus abdominis der Muskel ist, der die stärkste Aktivitätsreduktion durch die Bandage erfuhr.



### *M. obliquus externus abdominis*

Beim *M. obliquus externus abdominis* zeigte sich eine deutliche Abhängigkeit der Wirkung der Bandage von der ausgeübten Aufgabe. Bei Vorkippungen führte das Tragen der Bandage zu einer Abnahme der Muskelaktivität, bei Rückkippen und Seitkippen zur ipsilateralen Seite zu einer Zunahme. Nicht eindeutig war das Bild für den Stand und Seitkippen zur kontralateralen Seite.

Statistisch signifikant waren die Aktivitätsänderungen hauptsächlich für die Vor- und Rückkippen.

Ähnlich wie beim *M. rectus abdominis* zeigte sich außerdem eine deutliche Abhängigkeit des Ausmaßes der Aktivitätszunahme von der Aufgabe. Auch hier finden sich die stärksten Aktivitätszunahmen bei den Rückkippen (bis 29,4  $\mu\text{V}$  links bei R49 beim Vergleich „ohne vs. 3 h“).

Die Aktivitätsabnahme durch die Bandage (um maximal 1  $\mu\text{V}$  links bei V49 beim Vergleich „ohne vs. 3 h“) zeigte sich andeutungsweise als stärker bei zunehmendem Grad der Vorkippung.

### *M. multifidus*

Auch für den *M. multifidus* zeigte sich entsprechend des ANOVA-Ergebnisses ein unterschiedlicher Bandageneffekt in Abhängigkeit von der Aufgabe. Beim Großteil aller Aufgaben führte die Bandage zu einer Zunahme der Muskelaktivität, im Stand dagegen zu einer Abnahme. Abgesehen von den Vorkippen ergaben sich für den Großteil der Vergleiche signifikante Ergebnisse im T-Test.

Im Stand führte die Bandage initial zu einer Aktivitätsabnahme von bis zu 2,4  $\mu\text{V}$  (rechts bei AN). Nach dreistündiger Tragezeit war dieser Effekt allerdings geringer und nicht mehr signifikant.

Die bei den anderen Aufgaben beobachtete Aktivitätszunahme zeigte sich auch beim *M. multifidus* in ihrem Ausmaß als deutlich von der Aufgabe abhängig. Den größten Aktivitätszuwachs durch die Bandage erfuhr er bei stärkeren Vorkippen und vor allem bei Seitkippen zur kontralateralen Seite (bis 8,9  $\mu\text{V}$  links bei SR49 beim Vergleich „ohne vs. 3 h“).

### *M. iliocostalis*

Ein sehr ähnliches Bild ergab sich für den *M. iliocostalis*. Hier zeigte sich eine Abnahme der Muskelaktivität auch noch bei leichten Vorkippungen. Diese war allerdings sehr gering (maximal 0,6  $\mu\text{V}$  links bei V30 beim Vergleich „ohne vs. 3 h“) und nicht signifikant.

Signifikante Aktivitätszunahmen zeigte der T-Test direkt nach Anlegen der Bandage zunächst nur bei den Rückkippen und bei Seitkippen für die rechte Seite. Nach dreistündiger Tragezeit waren auch die Aktivitätszunahmen auf der linken Seite bei den Seitkippen zunehmend signifikant.

Den größten Aktivitätszuwachs durch die Bandage erfuhr der *M. iliocostalis* hauptsächlich bei größeren Kippwinkeln – sowohl zur kontralateralen Seite, als auch nach vorn und hinten (bis 25,3  $\mu\text{V}$  rechts bei SL90 beim Vergleich „ohne vs. 3 h“).

Bei den Rück- und Seitkippen fällt eine generell stärkere Aktivitätszunahme auf der rechten Seite auf.

### *M. longissimus*

Beim *M. longissimus* zeigte sich ein genereller Trend zur Aktivitätsabnahme durch die Bandage, obwohl in der ANOVA kein signifikanter Einfluss der Situation für ihn nachgewiesen worden war. Auch die Ergebnisse der T-Tests waren für ihn nur sporadisch, beziehungsweise hauptsächlich im Stand, signifikant.

Die Aktivitätsabnahme liegt für den Großteil der Aufgaben in einem ähnlichen Amplitudenbereich von bis zu 2,7  $\mu\text{V}$  (rechts bei SL90 beim Vergleich „ohne vs. 3 h“). Sie erscheint allerdings insbesondere bei Rückkippen und Seitkippen zur ipsilateralen Seite als wenig systematisch. Hier zeigen sich auch positive durchschnittliche Aktivitätsänderungen.

### **7.2.2 Relative Änderungen der mittleren Amplitude**

Aufgrund der sehr unterschiedlichen Höhe der Aktivitätsniveaus der verschiedenen Muskeln ist ein Vergleich der Absolutwerte der Aktivitätsänderung nur begrenzt sinnvoll. So können gering erscheinende Aktivitätsänderungen für einen nur wenig aktiven Muskel durchaus einen großen Unterschied machen. Auf der anderen Seite sind signifikante, da systematische Aktivitätsänderungen bei nur geringer Ausprägung möglicherweise nur wenig relevant.

Die Aktivitätsänderungen werden deshalb in den folgenden Abschnitten in Relation zur Ausgangsaktivität des entsprechenden Muskels bei der jeweiligen Aufgabe betrachtet. Dazu wurde für jeden Probanden die zu Beginn von Abschnitt 7.2 beschriebene Aktivitätsdifferenz ins Verhältnis zur Ausgangsaktivität des Muskels bei der jeweiligen Referenzsituation (Situation 1) gesetzt und somit die prozentuale Aktivitätsänderung von der ersten zur zweiten Situation berechnet. Aus diesen wurden wie bei den absoluten Aktivitätsdifferenzen für jeden Muskel und jede Aufgabe Mittelwerte gebildet, welche in den folgenden Maps zur Analyse der relativen Aktivitätsänderung dargestellt sind.

Auch für die relativen Änderungen der Muskelaktivität wurden Maps nach dem bereits bekannten Schema (vgl. Abschnitt 7.2.1) erstellt, um die Stärke der Änderungen zu veranschaulichen. Für den Überblick über die Ergebnisse wurde wieder die Farbcodierung (siehe Abbildung 9) in Bezug auf alle Werte gewählt (siehe Abbildung 19 bis Abbildung 21). Zur besseren Veranschaulichung der Bandagenwirkung bei den verschiedenen Aufgaben beziehungsweise auf die einzelnen Muskeln erfolgte die Formatierung auch hier, wie bereits bei den Absolutwerten (vgl. Abschnitt 7.2.1.2), außerdem zeilenweise (Abbildung 22 bis Abbildung 24) bzw. spaltenweise (Abbildung 25 bis Abbildung 27).

	Muskeln													
	RA Li	RA Re	OI Li	OI Re	OE Li	OERe	MF Li	MF Re	ICO Li	ICO Re	LO Li	LO Re		
NH	19,6	28,8	-31,8	-32,4	12,5	25,0	-22,0	-16,0	3,6	-0,5	-17,2	-22,5		
AH	18,8	23,9	-47,1	-43,3	-5,1	-8,2	-8,5	-10,4	2,6	4,5	0,6	-3,2		
Aufgaben	V15	16,3	20,9	-26,6	-36,3	-3,9	-9,1	0,2	-0,2	3,5	-2,7	-1,1	-2,4	
	V30	16,6	20,6	-39,6	-37,3	-9,5	-9,0	0,5	1,7	6,1	6,9	-4,6	-6,7	
	V49	13,7	12,8	-33,8	-34,1	-11,1	-13,5	2,0	1,6	12,2	15,2	-1,1	-3,8	
	V90	6,0	5,4	-27,1	-24,0	-8,6	-8,4	6,1	3,7	16,3	17,6	0,3	0,6	
	SL15	14,7	18,3	-29,8	-6,6	18,5	0,3	20,4	24,0	19,5	14,0	-21,1	-9,9	
Aufgaben	SL30	18,1	27,5	-17,6	7,9	29,6	7,2	22,8	27,4	46,2	15,7	-8,4	-0,6	
	SL49	12,3	33,9	-17,3	8,3	26,4	12,5	19,2	18,4	19,0	22,1	-5,6	-3,7	
	SL90	17,4	28,5	-2,9	20,8	23,0	16,9	14,3	5,3	21,7	28,3	21,3	-1,5	
	SR15	17,0	24,5	-18,1	-28,9	-0,2	25,8	22,2	29,4	16,5	21,2	-6,7	-5,7	
	SR30	22,4	25,7	0,3	-9,5	8,2	47,7	21,6	30,5	12,3	35,6	-4,4	-13,5	
Aufgaben	SR49	26,9	19,5	6,9	-2,9	12,5	36,2	23,7	30,3	14,1	37,2	3,4	1,5	
	SR90	31,5	38,5	15,9	1,7	14,3	27,9	15,6	23,2	25,4	30,8	7,0	1,2	
	R15	60,2	69,5	7,7	9,3	48,5	33,3	17,4	21,8	39,0	32,2	-21,9	-25,1	
	R30	67,3	78,1	10,4	17,0	57,4	44,6	26,7	25,3	47,2	42,2	-5,5	-3,9	
	R49	49,0	62,3	-2,5	8,2	64,6	54,2	27,7	27,1	50,5	43,0	17,1	7,5	
Aufgaben	R90	27,1	22,4	-0,7	-0,3	28,4	29,6	22,5	22,2	33,2	41,1	9,6	19,5	

Abbildung 19: Aktivitätsänderung in Prozent vom Ausgangswert, „ohne vs. mit“  
Bereich der Farbskala:  $\pm 78,1\%$

	Muskeln													
	RA Li	RA Re	OI Li	OI Re	OE Li	OERe	MF Li	MF Re	ICO Li	ICO Re	LO Li	LO Re		
NH	17,2	31,7	-17,9	-15,0	24,1	44,9	-7,7	3,4	1,7	-0,8	-21,1	-9,8		
AH	26,2	25,8	-44,1	-20,5	-8,6	-2,8	-0,2	-1,4	1,0	1,3	4,8	-4,8		
Aufgaben	V15	19,0	26,4	-15,3	-28,4	-0,2	-2,0	4,1	3,7	11,5	2,3	-2,9	-2,2	
	V30	13,9	18,0	-35,0	-36,2	-6,8	-8,9	4,5	5,5	19,8	10,2	-6,4	-1,3	
	V49	15,0	16,0	-16,5	-30,8	-5,6	-9,0	4,2	6,7	24,1	21,9	-1,5	-0,4	
	V90	4,6	10,9	-26,8	-28,8	-7,5	-1,4	6,7	8,7	34,1	32,3	0,3	4,2	
	SL15	22,4	28,9	-17,3	1,9	22,7	-2,6	41,5	26,0	18,2	23,9	-8,2	-6,2	
Aufgaben	SL30	39,1	34,7	-10,1	14,5	41,0	8,3	37,2	28,1	45,1	24,2	14,6	0,1	
	SL49	23,2	32,8	-19,8	5,4	26,5	9,3	31,2	27,3	30,3	16,1	6,0	-2,1	
	SL90	20,1	24,3	-10,5	8,6	9,1	13,1	22,1	13,7	31,0	28,6	27,3	-4,4	
	SR15	21,6	27,7	-18,7	-27,2	-7,2	13,3	20,8	29,9	31,1	19,2	-5,4	-6,5	
	SR30	25,1	41,3	9,2	-20,7	-2,7	42,5	25,5	35,1	20,8	35,6	-10,1	0,0	
Aufgaben	SR49	34,4	29,7	13,9	-9,0	1,0	40,0	26,9	33,1	17,6	41,7	-5,7	8,4	
	SR90	26,9	46,2	16,6	-4,0	7,3	39,7	17,9	25,6	20,3	38,1	-1,9	9,3	
	R15	71,7	82,1	5,5	11,1	45,6	38,6	51,5	32,2	53,3	49,5	-7,6	-2,8	
	R30	51,2	73,3	3,9	5,4	48,9	49,7	30,5	32,5	54,0	55,1	-6,3	5,3	
	R49	48,8	71,2	0,3	-2,0	55,3	53,5	22,8	28,3	45,4	50,3	-3,6	5,4	
Aufgaben	R90	22,6	35,4	10,9	-1,9	28,0	36,2	16,1	21,3	34,7	38,0	8,8	12,6	

Abbildung 20: Aktivitätsänderung in Prozent vom Ausgangswert, „ohne vs. 3 h“  
Bereich der Farbskala:  $\pm 82,1\%$

	Muskeln													
	RA Li	RA Re	OI Li	OI Re	OE Li	OERe	MF Li	MF Re	ICO Li	ICO Re	LO Li	LO Re		
NH	13,1	5,4	30,0	61,9	7,9	10,0	38,9	71,4	2,9	4,3	1,5	16,3		
AH	15,3	5,8	12,8	49,1	3,6	9,1	14,8	22,1	1,4	1,6	1,8	3,0		
Aufgaben	V15	8,7	8,3	20,5	32,0	7,2	12,1	6,5	4,6	9,1	6,7	-0,7	2,1	
	V30	3,6	3,9	26,5	22,3	6,0	8,4	5,3	4,3	13,4	4,0	-1,7	6,6	
	V49	5,2	7,3	27,0	16,9	8,7	11,5	3,2	5,7	12,6	9,4	-0,6	4,7	
	V90	0,9	7,6	3,0	3,3	3,1	9,7	1,9	5,7	18,5	16,5	0,4	4,6	
	SL15	12,6	12,4	41,4	24,9	14,8	-1,7	20,3	6,8	5,6	10,2	20,2	4,6	
Aufgaben	SL30	15,8	10,6	13,4	8,7	16,5	2,4	14,4	4,4	14,9	9,6	31,8	1,7	
	SL49	16,0	8,3	4,7	3,0	11,0	-2,0	11,8	10,8	12,4	-2,2	16,5	1,5	
	SL90	13,4	12,4	-2,4	-4,3	-3,1	-1,5	7,4	9,2	16,0	2,0	12,5	-1,2	
	SR15	7,6	5,9	5,4	8,9	-1,8	-2,4	4,9	4,7	13,0	5,3	4,2	12,4	
	SR30	6,8	13,9	10,3	-0,5	-5,7	4,4	5,4	4,8	8,8	5,1	-2,9	22,9	
Aufgaben	SR49	8,6	13,1	9,8	2,3	-8,5	11,5	4,0	3,0	5,6	7,3	-6,3	22,2	
	SR90	-3,1	13,5	1,0	4,4	-4,8	15,3	4,6	3,3	-2,9	10,6	-5,9	14,6	
	R15	16,2	19,8	-0,9	-0,2	-0,5	5,8	30,8	12,3	12,6	14,4	23,0	40,4	
	R30	-6,1	-4,0	-1,6	-8,5	-4,1	5,6	6,0	6,3	5,1	9,9	2,4	14,3	
	R49	-0,4	3,5	8,6	-5,8	-4,4	1,2	-2,1	1,7	0,2	7,6	-6,6	0,8	
Aufgaben	R90	15,6	21,9	15,5	2,6	1,8	9,5	-2,0	1,9	7,8	7,0	8,3	7,2	

Abbildung 21: Aktivitätsänderung in Prozent vom Ausgangswert, „mit vs. 3 h“  
Bereich der Farbskala:  $\pm 71,4\%$

## Aufgaben

		Muskeln												
		RALI	RARe	OILi	OIRe	OELi	OERe	MF Li	MF Re	ICOLi	ICORe	LOLi	LORe	
Aufgaben	NH	17,2	31,7	-17,9	-15,0	24,1	44,9	-7,7	3,4	1,7	-0,8	-21,1	-9,8	
	AH	26,2	25,8	-44,1	-20,5	-8,6	-2,8	-0,2	-1,4	1,0	1,3	4,8	-4,8	
	V15	19,0	26,4	-15,3	-28,4	-0,2	-2,0	4,1	3,7	11,5	2,3	-2,9	-2,2	
	V30	13,9	18,0	-35,0	-36,2	-6,8	-8,9	4,5	5,5	19,8	10,2	-6,4	-1,3	
	V49	15,0	16,0	-16,5	-30,8	-5,6	-9,0	4,2	6,7	24,1	21,9	-1,5	-0,4	
	V90	4,6	10,9	-26,8	-28,8	-7,5	-1,4	6,7	8,7	34,1	32,3	0,3	4,2	
	SL15	22,4	28,9	-17,3	-1,9	22,7	-2,6	41,5	26,0	18,2	23,9	-8,2	-6,2	
	SL30	39,1	34,7	-10,1	14,5	41,0	8,3	37,2	28,1	45,1	24,2	14,6	0,1	
	SL49	23,2	32,8	-19,8	5,4	26,5	9,3	31,2	27,3	30,3	16,1	6,0	-2,1	
	SL90	20,1	24,3	-10,5	8,6	9,1	13,1	22,1	13,7	31,0	28,6	27,3	-4,4	
	SR15	21,6	27,7	-18,7	-27,2	-7,2	13,3	20,8	29,9	31,1	19,2	-5,4	-6,5	
	SR30	25,1	41,3	9,2	-20,7	-2,7	42,5	25,5	35,1	20,8	35,6	-10,1	0,0	
	SR49	34,4	29,7	13,9	-9,0	1,0	40,0	26,9	33,1	17,6	41,7	-5,7	8,4	
	SR90	26,9	46,2	16,6	-4,0	7,3	39,7	17,9	25,6	20,3	38,1	-1,9	9,3	
	R15	71,7	82,1		5,5	11,1	45,6	38,6	51,5	32,2	53,3	49,5	-7,6	-2,8
	R30	51,2	73,3		3,9	5,4	48,9	49,7	30,5	32,5	54,0	55,1	-6,3	5,3
	R49	48,8	71,2		0,3	-2,0	55,3	53,5	22,8	28,3	45,4	50,3	-3,6	5,4
	R90	22,6	35,4		10,9	-1,9	28,0	36,2	16,1	21,3	34,7	38,0	8,8	12,6

		Muskeln											
		RA LI	RA Re	O LI	O Re	O EI	O E Re	MF LI	MF Re	IC O LI	IC O Re	LO LI	LO Re
NH		13,1	5,4	30,0	61,9	7,9	10,0	38,9	71,4	2,9	4,3	1,5	16,3
AH		15,3	5,8	12,8	49,1	3,6	9,1	14,8	22,1	1,4	1,6	1,8	3,0
V15		8,7	8,3	20,5	32,0	7,2	12,1	6,5	4,6	9,1	6,7	-0,7	2,1
V30		3,6	3,9	26,5	22,3	6,0	8,4	5,3	4,3	13,4	4,0	-1,7	6,6
V49		5,2	7,3	27,0	16,9	8,7	11,5	3,2	5,7	12,6	9,4	-0,6	4,7
V90		0,9	7,6	3,0	3,3	3,1	9,7	1,9	5,7	18,5	16,5	0,4	4,6
SL15		12,6	12,4	41,4	24,9	14,8	-1,7	20,3	6,8	5,6	10,2	20,2	4,6
SL30		15,8	10,6	13,4	8,7	16,5	2,4	14,4	4,4	14,9	9,6	31,8	1,7
SL49		16,0	8,3	4,7	3,0	11,0	-2,0	11,8	10,8	12,4	-2,2	16,5	1,5
SL90		13,4	12,4	-2,4	-4,3	-3,1	-1,5	7,4	9,2	16,0	2,0	12,5	-1,2
SR15		7,6	5,9	5,4	8,9	-1,8	-2,4	4,9	4,7	13,0	5,3	4,2	12,4
SR30		6,8	13,9	10,3	-0,5	-5,7	4,4	5,4	4,8	8,8	5,1	-2,9	22,9
SR49		8,6	13,1	9,8	2,3	-8,5	11,5	4,0	3,0	5,6	7,3	-6,3	22,2
SR90		-3,1	13,5	1,0	4,4	-4,8	15,3	4,6	3,3	-2,9	10,6	-5,9	14,6
R15		16,2	19,8	-0,9	-0,2	-0,5	5,8	30,8	12,3	12,6	14,4	23,0	40,4
R30		-6,1	-4,0	-1,6	-8,5	-4,1	5,6	6,0	6,3	5,1	9,9	2,4	14,3
R49		-0,4	3,5	8,6	-5,8	-4,4	1,2	-2,1	1,7	0,2	7,6	-6,6	0,8
R90		15,6	21,9	15,5	2,6	1,8	9,5	-2,0	1,9	7,8	7,0	8,3	7,2

## Aufgaben

		Muskeln											
		RALi	RARe	OILi	OIRe	OELi	OERe	MFLi	MFRe	ICOLi	ICORE	LOLi	LORe
NH		17,2	31,7	-17,9	-15,0	24,1	44,9	-7,7	3,4	1,7	-0,8	-21,1	-9,8
	AH	26,2	25,8	-44,1	-20,5	-8,6	-2,8	-0,2	-1,4	1,0	1,3	4,8	-4,8
Aufgaben	V15	19,0	26,4	-15,3	-28,4	-0,2	-2,0	4,1	3,7	11,5	2,3	-2,9	-2,2
	V30	13,9	18,0	-35,0	-36,2	-6,8	-8,9	4,5	5,5	19,8	10,2	-6,4	-1,3
	V49	15,0	16,0	-16,5	-30,8	-5,6	-9,0	4,2	6,7	24,1	21,9	-1,5	-0,4
	V90	4,6	10,9	-26,8	-28,8	-7,5	-1,4	6,7	8,7	34,1	32,3	0,3	4,2
	SL15	22,4	28,9	-17,3	1,9	22,7	-2,6	41,5	26,0	18,2	23,9	-8,2	-6,2
	SL30	39,1	34,7	-10,1	14,5	41,0	8,3	37,2	28,1	45,1	24,2	14,6	0,1
	SL49	23,2	32,8	-19,8	5,4	26,5	9,3	31,2	27,3	30,3	16,1	6,0	-2,1
	SL90	20,1	24,3	-10,5	8,6	9,1	13,1	22,1	13,7	31,0	28,6	27,3	-4,4
	SR15	21,6	27,7	-18,7	-27,2	-2,2	13,3	20,8	29,9	31,1	19,2	-5,4	-6,5
	SR30	25,1	41,3	9,2	-20,7	-7,2	42,5	25,5	35,1	20,8	35,6	-10,1	0,1
	SR49	34,4	29,7	13,9	-9,0	1,0	40,0	26,9	33,1	17,6	41,7	-5,7	8,4
	SR90	26,9	46,2	16,6	-4,0	7,3	39,7	17,9	25,6	20,3	38,1	-1,9	9,3
		R15	71,7	82,1	5,5	11,1	45,6	38,6	51,5	32,2	53,3	49,5	-7,6
R30		51,2	73,3	3,9	5,4	48,9	49,7	30,5	32,5	54,0	55,1	-6,3	5,3
R49		48,8	71,2	0,3	-2,0	55,3	53,5	22,8	28,3	45,4	50,3	-3,6	5,4
R90		22,6	35,4	10,9	-1,9	28,0	36,2	16,1	21,3	34,7	38,8	12,6	12,6

	Muskeln												
	RALi	RARe	OILi	OIRe	OELi	OERe	MFLi	MFRa	ICOLi	ICORe	LOLi	LORe	
NH	13,1	5,4	30,0	61,9	7,9	10,0	38,9	71,4	2,9	4,3	1,5	16,3	
AH	15,3	5,8	12,8	49,1	3,6	9,1	14,8	22,1	1,4	1,6	1,8	3,0	
V15	8,7	8,3	20,5	32,0	7,2	12,1	6,5	4,6	9,1	6,7	-0,7	2,1	
V30	3,6	3,9	26,5	22,3	6,0	8,4	5,3	4,3	13,4	4,0	-1,7	6,6	
V49	5,2	7,3	27,0	16,9	8,7	11,5	3,2	5,7	12,6	9,4	-0,6	4,7	
V90	0,9	7,6	3,0	3,3	3,1	9,7	1,9	5,7	18,5	16,5	0,4	4,6	
Aufgaben	SL15	12,6	12,4	41,4	24,9	14,8	-1,7	20,3	6,8	5,6	10,2	20,2	4,6
	SL30	15,8	10,6	13,4	8,7	16,5	2,4	14,4	4,4	14,9	9,6	31,8	1,7
	SL49	16,0	8,3	4,7	3,0	11,0	-2,0	11,8	10,8	12,4	-2,2	16,5	1,5
	SL90	13,4	12,4	-2,4	-4,3	-3,1	-1,5	7,4	9,2	16,0	2,0	12,5	-1,2
SR	SR15	7,6	5,9	5,4	8,9	-1,8	-2,4	4,9	4,7	13,0	5,3	4,2	12,4
	SR30	6,8	13,9	10,3	-0,5	-5,7	4,4	5,4	4,8	8,8	5,1	-2,9	22,9
	SR49	8,6	13,1	9,8	2,3	-8,5	11,5	4,0	3,0	5,6	7,3	-6,3	22,2
	SR90	-3,1	13,5	1,0	4,4	-4,8	15,3	4,6	3,3	-2,9	10,6	-5,9	14,6
R	R15	16,2	19,8	-0,9	-0,2	-0,5	5,8	30,8	12,3	12,6	14,4	23,0	40,4
	R30	-6,1	-4,0	-1,6	-8,5	-4,1	5,6	6,0	6,3	5,1	9,9	2,4	14,3
	R49	-0,4	3,5	8,6	-5,8	-4,4	1,2	-2,1	1,7	0,2	7,6	-6,6	0,8
	R90	15,6	21,9	15,5	2,6	1,8	9,5	-2,0	1,9	7,8	7,0	8,3	7,2

53

#### 7.2.2.1 Überblick

Bei Betrachtung der Maps zur Darstellung der relativen Änderungen zeigt sich wie bei den Absolutwerten eine starke Ähnlichkeit der Vergleiche „ohne vs. mit“ und „ohne vs. 3 h“ (vgl. Abbildung 19 und Abbildung 20, Abbildung 22 und Abbildung 23, Abbildung 25 und Abbildung 26).

Des Weiteren zeigt sich eine große Spannbreite der relativen Aktivitätsänderung durch die Bandage mit einer mittleren Abnahme von bis zu 47,1 % (OI li während Arbeitshaltung, beim Vergleich „ohne vs. mit“) und einer mittleren Zunahme von bis zu 82,1 % (RA re während 15 Grad-Rückkipfung, beim Vergleich „ohne vs. 3 h“). Insgesamt lassen die Maps jedoch eine abgestuftere Farbcodierung erkennen als bei den Absolutwerten. Dies trifft insbesondere für die Vergleiche zu, bei denen es zu einer Aktivitätszunahme kam. Hier liegen die Werte der relativen Änderung sowohl bei verschiedenen Aufgaben, als auch bei verschiedenen Muskeln größtenteils auf einem ähnlichen Niveau. Dies betrifft vor allem die Rück- und Seitkipfungen, bei denen die Aktivitäten der Muskeln M. rectus abdominis, M. iliocostalis, M. multifidus und M. obliquus externus abdominis um ähnliche Anteile gesteigert wurden.

Der Vergleich „mit vs. 3 h“ (siehe Abbildung 21) zeigt nur geringe mittlere Aktivitätsabnahmen von maximal 8,5 % (OE li. bei 49 Grad-Seitkipfung nach rechts und OI re. bei 30 Grad-Seitkipfung nach rechts). Dagegen findet sich eine große Spannbreite der mittleren Aktivitätszunahmen von bis zu 71,4 % (MF re. bei Normhaltung). Allerdings treffen diese hohen relativen Aktivitätsänderungen nicht mit signifikanten T-Test-Ergebnissen zusammen.

#### 7.2.2.2 Detaillierte Betrachtung

Entsprechend dem Schema in Abschnitt 7.2.1.2, soll auch hier die eingehende Betrachtung des Bandageneffekts muskelweise erfolgen. Wie zuvor werden im Folgenden die Vergleiche „ohne vs. mit“ und „ohne vs. 3 h“ gemeinsam betrachtet, sofern es keine deutlichen Unterschiede zwischen ihnen gab.

##### *M. rectus abdominis*

Auch bei der relativen Betrachtung zeigte sich für den M. rectus abdominis bei allen Aufgaben eine Zunahme der mittleren Aktivität. Ähnlich wie bei den Absolutwerten war diese bei den Rückkipfungen am größten (bis 82,1 % rechts bei R15 beim Vergleich „ohne vs.

3 h“) und bei starker Vorkippung am geringsten (maximal 10,9 % rechts bei V90 beim Vergleich „ohne vs. 3 h“). Allerdings waren hier die Unterschiede der Aktivitätszunahme zwischen den verschiedenen Aufgaben weniger stark. Nach dreistündiger Tragezeit scheint sich der aktivitätsfördernde Effekt der Bandage bei vielen Aufgaben noch weiter zu verstärken (vgl. Abbildung 21). Allerdings lässt sich diese Beobachtung nicht durch signifikante Ergebnisse in den T-Tests stützen.

#### *M. obliquus internus abdominis*

Ähnlich wie bei den Absolutwerten bewirkte die Bandage die größte relative Aktivitätsreduktion hauptsächlich für den M. obliquus internus abdominis (bis 47,1 % links bei AH beim Vergleich „ohne vs. mit“). Allerdings ist diese nun nur noch im Stand, bei Vorkippung und bei Seitkippen zur ipsilateralen Seite erkennbar. Insbesondere bei den Seitkippen zur kontralateralen Seite fällt auf, dass die Mittelwerte der relativen Aktivitätsänderungen im Gegensatz zu denen der absoluten Änderungen größtenteils positiv sind.

#### *M. obliquus externus abdominis*

Die Darstellung der relativen Aktivitätsänderungen ähnelt beim M. obliquus externus abdominis stark der Darstellung der absoluten Änderungen. Seine Aktivitätsabnahmen bei Arbeitshaltung und Vorkippung befinden sich auch relativ gesehen auf einem ähnlichen Niveau zwischen acht und dreizehn Prozent.

Die Aktivitätszunahme bei Seitkippen zur ipsilateralen Seite hatte, trotz deutlich geringerer absoluter Werte, ähnliche relative Ausmaße wie die der Rückkippen (größtenteils zwischen 20 und 50 Prozent, maximal 64,6 % bei R49 beim Vergleich „ohne vs. mit“). Dabei war die Aktivitätszunahme bei der Seitkippen zur ipsilateralen Seite rechts etwas größer als links. Auf der jeweils kontralateralen Seite zeigte sich eine zunehmende relative Aktivitätszunahme mit steigendem Kippwinkel.

#### *M. multifidus*

Beim M. multifidus fiel die relative Aktivitätszunahme für Seit- und Rückkippen recht ähnlich aus mit Änderungen von größtenteils zwischen 20 und 40 Prozent, wobei der relative Zuwachs bei Seitkippen auf der jeweils ipsilateralen Seite geringfügig stärker war. Dies wird beim Vergleich der Aktivitäten ohne Bandage und nach drei Stunden Tragezeit (siehe



Abbildung 23) deutlicher. Bei den Vorkippungen dagegen war auch die prozentuale Aktivitätszunahme nur gering. Die Aktivitätsabnahme im Stand scheint nach dreistündiger Tragezeit wieder nachgelassen zu haben (vgl. Abbildung 24 und Abbildung 25).

#### *M. iliocostalis*

Die relativen Aktivitätsänderungen des *M. iliocostalis* waren, im Gegensatz zu seinen absoluten Änderungen, weniger vom Kippwinkel abhängig, sondern zeigten sich bei allen Winkeln einer Richtung, mit Ausnahme der Vorkippungen, als ähnlich stark. Die stärkste relative Aktivitätszunahme durch die Bandage erfuhr der *M. iliocostalis* während der Rückkippungen (bis 55,1 % rechts bei R30 beim Vergleich „ohne vs. 3 h“). Bei den Seitkippungen fand sich eine stärkere prozentuale Zunahme auf der jeweils ipsilateralen Seite. Die bei Betrachtung der Absolutwerte gefundene Aktivitätsabnahme des *M. iliocostalis* durch die Bandage im Stand ist anhand der relativen Änderungen nicht nachvollziehbar. Hier fiel der Mittelwert der relativen Differenzen auch im Stand oft positiv aus, wenn auch nur gering.

Ein systematischer Seitenunterschied in der Aktivitätsbeeinflussung ließ sich bei den Relativwerten nicht erkennen.

#### *M. longissimus*

Für den *M. longissimus* zeigte sich bei den relativen Aktivitätsänderungen ein eher inhomogenes Bild. Insbesondere nach dreistündiger Tragedauer der Bandage zeigten sich hier zunehmend auch relative Aktivitätszunahmen, vor allem bei den Rückkippungen und Seitkippungen zur ipsilateralen Seite.



### 7.2.3 Änderungen der Koordinationsmuster

Die Betrachtung der Änderungen der RMS-Werte durch die Bandage liefert jeweils nur Informationen über einen Muskel. Da es sich aber bei allen an einer Bewegung beteiligten Muskeln um ein System handelt, hat die Aktivitätsänderung eines Muskels immer auch Einfluss auf das Zusammenspiel aller Muskeln dieses Systems. Zur Beurteilung des Bandageneinflusses auf dieses Zusammenspiel wird in den folgenden Abschnitten die Änderung der Koordinationsmuster durch die Bandage untersucht. Diese ergeben sich aus den jeweiligen Anteilen eines jeden Muskels an der gesamten Muskelaktivität bei jeder Aufgabe (vgl. Abschnitt 6.4.5).

Abbildung 28 zeigt die Mittelwerte der Aktivitätsanteile der einzelnen Muskeln aller Probanden ohne Bandage, um zunächst eine Übersicht über die Verteilung der Koordinationsmuster zu geben. Die Farbkodierung folgt dem gleichen Schema wie bei Abbildung 8.

		Muskel											
		RA Li	RA Re	OI Li	OI Re	OE Li	OE Re	MF Li	MF Re	ICO Li	ICO Re	LO Li	LO Re
Aufgabe	NH	3,0	2,7	12,2	12,6	4,6	4,9	10,4	13,1	3,7	4,4	13,6	14,8
	AH	2,2	2,1	9,0	7,9	3,2	3,3	12,4	17,4	3,7	3,7	17,6	17,6
	V15	1,3	1,2	4,5	4,7	2,0	1,9	21,7	23,2	4,0	3,7	15,6	16,2
	V30	1,1	1,0	4,0	4,0	1,8	1,6	23,0	24,0	4,4	3,8	15,6	15,8
	V49	0,9	0,9	3,8	4,1	1,7	1,7	23,3	23,7	5,1	4,3	15,2	15,4
	V90	1,0	0,9	3,6	3,8	2,0	2,0	21,6	22,1	7,5	6,7	14,2	14,6
	SL15	2,1	2,8	5,0	20,6	2,9	10,2	3,3	16,5	2,3	13,7	5,1	15,5
	SL30	1,9	5,9	3,2	24,3	2,8	15,4	2,6	14,3	1,7	15,1	3,2	9,7
	SL49	2,7	8,9	3,5	24,7	2,6	15,4	2,2	12,2	1,6	15,5	3,1	7,7
	SL90	3,9	11,2	4,1	22,2	2,2	14,7	1,9	10,2	1,7	17,7	3,3	7,0
	SR15	3,0	1,9	21,3	4,3	9,7	3,9	18,6	3,5	11,1	2,4	15,9	4,2
	SR30	6,0	1,9	23,4	2,7	14,3	3,8	16,2	2,7	13,3	1,8	11,1	2,8
	SR49	9,2	2,5	23,8	3,0	15,0	3,5	13,7	2,4	14,5	1,5	8,5	2,4
	SR90	12,0	3,1	21,3	3,8	14,1	2,7	11,3	2,1	17,6	1,7	7,1	3,4
	R15	9,3	8,9	15,3	15,6	14,2	16,7	2,1	2,1	3,3	5,4	3,6	3,4
	R30	15,0	13,9	17,2	18,1	10,8	12,2	1,4	1,5	2,6	4,4	1,5	1,4
R49	18,6	15,9	18,4	18,9	8,5	9,4	1,2	1,2	2,2	3,5	1,1	1,0	
R90	19,6	17,5	15,1	16,3	8,4	9,1	1,2	1,3	3,4	4,1	2,0	1,9	

Abbildung 28: Mittelwerte der Aktivitätsanteile in Prozent, ohne Bandage

Die Übersicht zeigt mittlere Aktivitätsanteile der einzelnen Muskeln von bis zu 25 Prozent (OI re, SL 49: 24,7 %). Im normalen Stand tragen die Muskeln M. obliquus internus

abdominis, M. multifidus und M. longissimus jeweils mit Werten zwischen 10 und 15 Prozent am meisten zur Gesamtaktivität bei. Beim Verschränken der Arme vor der Brust (Arbeitshaltung) steigt der Anteil der genannten Rückenmuskeln, während der aller Bauchmuskeln, insbesondere aber des M. obliquus internus abdominis nachlässt. Bei Vorkippung steigt vor allem der Aktivitätsanteil des M. multifidus, geringfügig auch der des M. iliocostalis. Die Anteile der Bauchmuskeln gehen leicht zurück, während der des M. longissimus weitgehend gleichbleibt. Im Rahmen der Seitkippen steigern die Bauchmuskeln und der M. iliocostalis der jeweils kontralateral gelegenen Seite ihren Beitrag zur Gesamtaktivität deutlich, der Anteil der anderen Muskeln geht eher zurück. Bei der Rückkippen trägt der M. rectus abdominis den Großteil der Gesamtaktivität, gefolgt von den schrägen Bauchmuskeln.

Zur Untersuchung des Einflusses der Bandage auf die Koordinationsmuster erfolgten die Vergleiche der Aktivitätsanteile nach dem gleichen Schema wie die Vergleiche der RMS-Werte (siehe Abschnitt 7.2). Hierbei wurden jedoch nicht die Differenzen der RMS-Werte sondern die der zuvor aus den RMS-Werten berechneten Aktivitätsanteile untersucht (vgl. Abschnitt 6.4.5). Die Ergebnisse der Vergleiche werden im Folgenden wiederum mit Hilfe der bereits bekannten Maps visualisiert, um Richtung und Ausmaß der Anteilsänderungen abzubilden. Auch für die Koordinationsmuster wurden zusätzlich T-Tests durchgeführt, um die Plausibilität der Vergleichsergebnisse zu prüfen.

	Muskeln													
	RA Li	RA Re	OI Li	OI Re	OE Li	OE Re	MF Li	MF Re	ICO Li	ICO Re	LO Li	LO Re		
NH	1,7	2,1	-4,3	-4,1	1,8	2,7	-0,3	-1,5	1,3	1,2	0,1	-0,6		
	1,0	1,2	-4,6	-3,5	0,4	0,1	0,4	0,5	0,7	0,7	1,3	1,6		
Aufgaben	V15	0,3	0,3	-2,0	-2,5	-0,1	-0,1	1,3	1,6	0,0	0,1	0,7	0,3	
	V30	0,2	0,3	-1,8	-2,1	-0,2	-0,2	1,3	1,8	0,2	0,5	0,1	-0,1	
	V49	0,1	0,1	-1,5	-2,0	-0,2	-0,3	1,2	1,2	0,5	0,7	0,3	-0,1	
	V90	0,0	0,0	-1,2	-1,4	-0,2	-0,2	1,0	0,6	0,7	1,0	-0,1	-0,2	
Aufgaben	SL15	0,3	0,8	-2,3	-4,1	0,5	0,3	0,7	3,9	0,3	2,1	-1,1	-1,3	
	SL30	0,1	0,8	-1,1	-2,6	0,2	-0,1	0,3	2,4	0,3	1,0	-0,6	-0,7	
	SL49	0,0	1,0	-1,2	-2,0	0,1	0,4	0,2	1,2	0,1	1,8	-0,6	-0,9	
	SL90	-0,1	0,2	-0,7	-0,2	0,1	0,2	0,0	-0,6	0,0	2,2	-0,3	-0,9	
Aufgaben	SR15	0,4	0,5	-4,8	-1,9	0,0	0,7	3,7	0,8	1,6	0,4	-1,1	-0,3	
	SR30	0,7	0,3	-2,6	-0,7	-0,4	1,2	2,3	0,6	0,3	0,4	-1,4	-0,6	
	SR49	0,5	0,2	-2,4	-0,3	-0,2	0,5	1,8	0,4	0,0	0,4	-0,8	-0,3	
	SR90	0,5	0,6	-0,9	-0,5	-0,3	0,3	0,1	0,1	0,7	0,2	-0,5	-0,4	
Aufgaben	R15	0,9	1,5	-1,7	-2,2	2,6	1,3	-0,1	-0,1	0,3	0,3	-1,4	-1,3	
	R30	2,3	2,2	-3,1	-2,6	1,4	0,8	-0,1	-0,2	0,1	0,2	-0,5	-0,4	
	R49	1,0	1,9	-4,5	-3,0	2,1	1,9	0,0	0,0	0,3	0,5	-0,1	-0,1	
	R90	0,2	-0,1	-2,4	-2,0	1,0	1,2	0,1	0,1	0,6	1,2	0,0	0,2	

Abbildung 29: Änderung der Aktivitätsanteile in Prozentpunkten, „ohne vs. mit“  
Bereich der Farbskala:  $\pm 4,8$  Prozentpunkte

	Muskeln													
	RA Li	RA Re	OI Li	OI Re	OE Li	OE Re	MF Li	MF Re	ICO Li	ICO Re	LO Li	LO Re		
NH	1,1	1,4	-3,6	-3,3	1,6	3,1	-0,7	0,2	0,7	0,8	-1,0	-0,3		
	0,9	0,9	-4,7	-3,1	0,2	0,2	0,6	1,8	0,3	0,5	1,5	1,1		
Aufgaben	V15	0,3	0,3	-1,9	-2,3	-0,1	0,0	1,6	1,9	0,1	0,1	0,1	0,0	
	V30	0,2	0,2	-1,8	-2,0	-0,2	-0,2	1,6	1,9	0,4	0,4	-0,6	0,0	
	V49	0,1	0,1	-1,4	-2,0	-0,2	-0,2	0,9	1,6	0,8	0,8	-0,3	-0,1	
	V90	0,0	0,0	-1,4	-1,5	-0,3	-0,2	0,4	0,8	1,7	1,5	-0,6	-0,3	
Aufgaben	SL15	0,4	0,9	-1,9	-4,3	0,5	-0,7	1,2	3,5	0,2	2,8	-1,1	-1,6	
	SL30	0,4	0,8	-1,1	-3,0	0,4	-0,5	0,5	1,9	0,2	1,7	-0,3	-1,0	
	SL49	0,2	1,0	-1,3	-2,6	0,2	-0,1	0,4	1,9	0,1	1,5	-0,4	-0,9	
	SL90	0,0	0,4	-1,0	-2,1	-0,1	0,2	0,2	0,3	0,2	2,8	0,0	-1,0	
Aufgaben	SR15	0,6	0,5	-5,2	-2,1	-0,6	0,3	3,7	0,9	3,1	0,3	-0,9	-0,6	
	SR30	0,9	0,5	-2,4	-0,8	-1,6	1,0	2,6	0,7	1,1	0,3	-1,8	-0,5	
	SR49	0,8	0,4	-1,3	-0,6	-1,6	0,8	1,9	0,4	0,4	0,4	-1,5	-0,2	
	SR90	0,1	0,8	-0,9	-0,6	-0,7	0,6	0,6	0,2	0,6	0,3	-0,8	-0,3	
Aufgaben	R15	0,8	2,5	-3,2	-3,1	1,8	1,3	0,3	0,0	0,5	0,9	-1,0	-0,8	
	R30	0,8	2,4	-3,4	-3,4	1,4	1,7	0,0	0,0	0,4	0,9	-0,4	-0,3	
	R49	0,5	2,5	-3,7	-4,0	1,9	2,1	0,0	0,1	0,3	0,8	-0,3	-0,2	
	R90	0,1	1,2	-1,4	-2,7	1,0	1,3	0,0	0,0	0,3	0,8	-0,3	-0,2	

Abbildung 30: Änderung der Aktivitätsanteile in Prozentpunkten, „ohne vs. 3 h“  
Bereich der Farbskala:  $\pm 5,2$  Prozentpunkte

	Muskeln													
	RA Li	RA Re	OI Li	OI Re	OE Li	OE Re	MF Li	MF Re	ICO Li	ICO Re	LO Li	LO Re		
NH	-0,6	-0,7	0,6	0,6	-0,1	0,4	-0,5	1,3	-0,6	-0,4	-1,0	0,5		
	-0,1	-0,2	-0,2	0,3	-0,2	0,0	0,0	1,3	-0,5	-0,2	0,1	-0,3		
Aufgaben	V15	0,0	0,0	0,1	0,2	0,0	0,1	0,4	0,3	0,0	0,0	-0,7	-0,3	
	V30	0,0	-0,1	0,0	0,1	0,0	0,0	0,3	0,1	0,2	-0,1	-0,8	0,1	
	V49	0,0	0,0	0,1	0,0	0,0	0,0	-0,3	0,4	0,3	0,1	-0,6	0,0	
	V90	0,0	0,0	-0,2	-0,1	-0,1	0,0	-0,6	0,2	1,0	0,5	-0,5	-0,1	
Aufgaben	SL15	0,0	0,1	0,4	-0,1	0,0	-1,0	0,5	-0,4	-0,1	0,7	0,1	-0,3	
	SL30	0,3	0,1	0,0	-0,5	0,1	-0,4	0,2	-0,5	-0,1	0,7	0,3	-0,3	
	SL49	0,3	0,0	-0,1	-0,6	0,1	-0,5	0,2	0,7	0,0	-0,4	0,2	0,1	
	SL90	0,1	0,1	-0,3	-1,8	-0,3	0,0	0,2	0,9	0,2	0,7	0,3	-0,1	
Aufgaben	SR15	0,2	0,0	-0,4	-0,1	-0,6	-0,5	0,0	0,1	1,4	-0,1	0,2	-0,3	
	SR30	0,2	0,2	0,2	-0,1	-1,2	-0,2	0,3	0,1	0,8	-0,1	-0,3	0,1	
	SR49	0,3	0,3	1,1	-0,3	-1,4	0,2	0,1	0,0	0,3	0,0	-0,7	0,1	
	SR90	-0,4	0,2	0,0	0,0	-0,4	0,3	0,5	0,1	-0,2	0,1	-0,4	0,1	
Aufgaben	R15	-0,1	1,1	-1,4	-1,0	-0,8	0,0	0,4	0,1	0,2	0,6	0,4	0,5	
	R30	-1,5	0,2	-0,2	-0,8	0,0	0,9	0,1	0,2	0,3	0,7	0,1	0,1	
	R49	-0,5	0,6	0,8	-0,9	-0,2	0,2	0,0	0,0	-0,1	0,3	-0,2	-0,1	
	R90	-0,1	1,3	0,9	-0,6	-0,1	0,1	-0,1	-0,1	-0,3	-0,4	-0,3	-0,4	

Abbildung 31: Änderung der Aktivitätsanteile in Prozentpunkten, „mit vs. 3 h“  
Bereich der Farbskala:  $\pm 1,8$  Prozentpunkte

		Muskeln											
		RA Li	RA Re	OI Li	OI Re	OELi	OERe	MF Li	MF Re	ICOLi	ICORe	LO Li	LO Re
Aufgaben	NH	1,7	2,1	-4,3	-4,1	1,8	2,7	-0,3	-1,5	1,3	1,2	0,1	-0,6
	AH	1,0	1,2	-4,6	-3,5	0,4	0,1	0,4	0,5	0,7	0,7	1,3	1,6
Aufgaben	V15	0,3	0,3	-2,0	-2,5	-0,1	-0,1	1,3	1,6	0,0	0,1	0,7	0,3
	V30	0,2	0,3	-1,8	-2,1	-0,2	-0,2	1,3	1,8	0,2	0,5	0,1	-0,1
	V49	0,1	0,1	-1,5	-2,0	-0,2	-0,3	1,2	1,2	0,5	0,7	0,3	-0,1
	V90	0,0	0,0	-1,2	-1,4	-0,2	-0,2	1,0	0,6	0,7	1,0	-0,1	-0,2
	SL15	0,3	0,8	-2,3	-4,1	0,5	0,3	0,7	3,9	0,3	2,1	-1,1	-1,3
Aufgaben	SL30	0,1	0,8	-1,1	-2,6	0,2	-0,1	0,3	2,4	0,3	1,0	-0,6	-0,7
	SL49	0,0	1,0	-1,2	-2,0	0,1	0,4	0,2	1,2	0,1	1,8	-0,6	-0,9
	SL90	-0,1	0,2	-0,7	-0,2	0,1	0,2	0,0	-0,6	0,0	2,2	-0,3	-0,9
	SR15	0,4	0,5	-4,8	-1,9	0,0	0,7	3,7	0,8	1,6	0,4	-1,1	-0,3
	SR30	0,7	0,3	-2,6	-0,7	-0,4	1,2	2,3	0,6	0,3	0,4	-1,4	-0,6
Aufgaben	SR49	0,5	0,2	-2,4	-0,3	-0,2	0,5	1,8	0,4	0,0	0,4	-0,8	-0,3
	SR90	0,5	0,6	-0,9	-0,5	-0,3	0,3	0,1	0,1	0,7	0,2	-0,5	-0,4
	R15	0,9	1,5	-1,7	-2,2	2,6	1,3	-0,1	-0,1	0,3	0,3	-1,4	-1,3
	R30	2,3	2,2	-3,1	-2,6	1,4	0,8	-0,1	-0,2	0,1	0,2	-0,5	-0,4
	R49	1,0	1,9	-4,5	-3,0	2,1	1,9	0,0	0,3	0,5	0,5	-0,1	-0,1
Aufgaben	R90	0,2	-0,1	-2,4	-2,0	1,0	1,2	0,1	0,1	0,6	1,2	0,0	0,2

Abbildung 32: Änderung der Aktivitätsanteile in Prozentpunkten, „ohne vs. mit“ (Formatierung zeilenweise)

		Muskeln											
		RA Li	RA Re	OI Li	OI Re	OELi	OERe	MF Li	MF Re	ICOLi	ICORe	LO Li	LO Re
Aufgaben	NH	1,7	2,1	-4,3	-4,1	1,8	2,7	-0,3	-1,5	1,3	1,2	0,1	-0,6
	AH	1,0	1,2	-4,6	-3,5	0,4	0,1	0,4	0,5	0,7	0,7	1,3	1,6
Aufgaben	V15	0,3	0,3	-2,0	-2,5	-0,1	-0,1	1,3	1,6	0,0	0,1	0,7	0,3
	V30	0,2	0,3	-1,8	-2,1	-0,2	-0,2	1,3	1,8	0,2	0,5	0,1	-0,1
	V49	0,1	0,1	-1,5	-2,0	-0,2	-0,3	1,2	1,2	0,5	0,7	0,3	-0,1
	V90	0,0	0,0	-1,2	-1,4	-0,2	-0,2	1,0	0,6	0,7	1,0	-0,1	-0,2
	SL15	0,3	0,8	-2,3	-4,1	0,5	0,3	0,7	3,9	0,3	2,1	-1,1	-1,3
Aufgaben	SL30	0,1	0,8	-1,1	-2,6	0,2	-0,1	0,3	2,4	0,3	1,0	-0,6	-0,7
	SL49	0,0	1,0	-1,2	-2,0	0,1	0,4	0,2	1,2	0,1	1,8	-0,6	-0,9
	SL90	-0,1	0,2	-0,7	-0,2	0,1	0,2	0,0	-0,6	0,0	2,2	-0,3	-0,9
	SR15	0,4	0,5	-4,8	-1,9	0,0	0,7	3,7	0,8	1,6	0,4	-1,1	-0,3
	SR30	0,7	0,3	-2,6	-0,7	-0,4	1,2	2,3	0,6	0,3	0,4	-1,4	-0,6
Aufgaben	SR49	0,5	0,2	-2,4	-0,3	-0,2	0,5	1,8	0,4	0,0	0,4	-0,8	-0,3
	SR90	0,5	0,6	-0,9	-0,5	-0,3	0,3	0,1	0,1	0,7	0,2	-0,5	-0,4
	R15	0,9	1,5	-1,7	-2,2	2,6	1,3	-0,1	-0,1	0,3	0,3	-1,4	-1,3
	R30	2,3	2,2	-3,1	-2,6	1,4	0,8	-0,1	-0,2	0,1	0,2	-0,5	-0,4
	R49	1,0	1,9	-4,5	-3,0	2,1	1,9	0,0	0,3	0,5	0,5	-0,1	-0,1
Aufgaben	R90	0,2	-0,1	-2,4	-2,0	1,0	1,2	0,1	0,1	0,6	1,2	0,0	0,2

Abbildung 35: Änderung der Aktivitätsanteile in Prozentpunkten, „ohne vs. mit“ (Formatierung spaltenweise)

		Muskeln											
		RA Li	RA Re	OI Li	OI Re	OELi	OERe	MF Li	MF Re	ICOLi	ICORe	LO Li	LO Re
Aufgaben	NH	1,1	1,4	-3,6	-3,3	1,6	3,1	-0,7	0,2	0,7	0,8	-1,0	-0,3
	AH	0,9	0,9	-4,7	-3,1	0,2	0,2	0,6	1,8	0,3	0,5	1,5	1,1
Aufgaben	V15	0,3	0,3	-1,9	-2,3	-0,1	0,0	1,6	1,9	0,1	0,1	0,1	0,0
	V30	0,2	0,2	-1,8	-2,0	-0,2	-0,2	1,6	1,9	0,4	0,4	-0,6	0,0
	V49	0,1	0,1	-1,4	-2,0	-0,2	-0,2	0,9	1,6	0,8	0,8	-0,3	-0,1
	V90	0,0	0,0	-1,4	-1,5	-0,3	-0,2	0,4	0,8	1,7	1,5	-0,6	-0,3
	SL15	0,4	0,9	-1,9	-4,3	0,5	-0,7	1,2	3,5	0,2	2,8	-1,1	-1,6
Aufgaben	SL30	0,4	0,8	-1,1	-3,0	0,4	-0,5	0,5	1,9	0,2	1,7	-0,3	-1,0
	SL49	0,2	1,0	-1,3	-2,6	0,2	-0,1	0,4	1,9	0,1	1,5	-0,4	-0,9
	SL90	0,0	0,4	-1,0	-2,1	-0,1	0,2	0,2	0,3	0,2	2,8	0,0	-1,0
	SR15	0,6	0,5	-5,2	-2,1	-0,6	0,3	3,7	0,9	3,1	0,3	-0,9	-0,6
	SR30	0,9	0,5	-2,4	-0,8	-1,6	1,0	2,6	0,7	1,1	0,3	-1,8	-0,5
Aufgaben	SR49	0,8	0,4	-1,3	-0,6	-1,6	0,8	1,9	0,4	0,4	0,4	-1,5	-0,2
	SR90	0,1	0,8	-0,9	-0,6	-0,7	0,6	0,6	0,2	0,6	0,3	-0,8	-0,3
	R15	0,8	2,5	-3,2	-3,1	1,8	1,3	0,3	0,0	0,5	0,9	-1,0	-0,8
	R30	0,8	2,4	-3,4	-3,4	1,4	1,7	0,0	0,0	0,4	0,9	-0,4	-0,3
	R49	0,5	2,5	-3,7	-4,0	1,9	2,1	0,0	0,1	0,3	0,8	-0,3	-0,2
Aufgaben	R90	0,1	1,2	-1,4	-2,7	1,0	1,3	0,0	0,0	0,3	0,8	-0,3	-0,2

Abbildung 33: Änderung der Aktivitätsanteile in Prozentpunkten, „ohne vs. 3 h“ (Formatierung zeilenweise)

		Muskeln											
		RA Li	RA Re	OI Li	OI Re	OELi	OERe	MF Li	MF Re	ICOLi	ICORe	LO Li	LO Re
Aufgaben	NH	1,1	1,4	-3,6	-3,3	1,6	3,1	-0,7	0,2	0,7	0,8	-1,0	-0,3
	AH	0,9	0,9	-4,7	-3,1	0,2	0,2	0,6	1,8	0,3	0,5	1,5	1,1
Aufgaben	V15	0,3	0,3	-1,9	-2,3	-0,1	0,0	1,6	1,9	0,1	0,1	0,1	0,0
	V30	0,2	0,2	-1,8	-2,0	-0,2	-0,2	1,6	1,9	0,4	0,4	-0,6	0,0
	V49	0,1	0,1	-1,4	-2,0	-0,2	-0,2	0,9	1,6	0,8	0,8	-0,3	-0,1
	V90	0,0	0,0	-1,4	-1,5	-0,3	-0,2	0,4	0,8	1,7	1,5	-0,6	-0,3
	SL15	0,4	0,9	-1,9	-4,3	0,5	-0,7	1,2	3,5	0,2	2,8	-1,1	-1,6
Aufgaben	SL30	0,4	0,8	-1,1	-3,0	0,4	-0,5	0,5	1,9	0,2	1,7	-0,3	-1,0
	SL49	0,2	1,0	-1,3	-2,6	0,2	-0,1	0,4	1,9	0,1	1,5	-0,4	-0,9
	SL90	0,0	0,4	-1,0	-2,1	-0,1	0,2	0,2	0,3	0,2	2,8	0,0	-1,0
	SR15	0,6	0,5	-5,2	-2,1	-0,6	0,3	3,7	0,9	3,1	0,3	-0,9	-0,6
	SR30	0,9	0,5	-2,4	-0,8	-1,6	1,0	2,6	0,7	1,1	0,3	-1,8	-0,5
Aufgaben	SR49	0,8	0,4	-1,3	-0,6	-1,6	0,8	1,9	0,4	0,4	0,4	-1,5	-0,2
	SR90	0,1	0,8	-0,9	-0,6	-0,7	0,6	0,6	0,2	0,6	0,3	-0,8	-0,3
	R15	0,8	2,5	-3,2	-3,1	1,8	1,3	0,3	0,0	0,5	0,9	-1,0	-0,8
	R30	0,8	2,4	-3,4	-3,4	1,4	1,7	0,0	0,0	0,4	0,9	-0,4	-0,3
	R49	0,5	2,5	-3,7	-4,0	1,9	2,1	0,0	0,1	0,3	0,8	-0,3	-0,2
Aufgaben	R90	0,1	1,2	-1,4	-2,7	1,0	1,3	0,0	0,0	0,3	0,8	-0,3	-0,2

Abbildung 36: Änderung der Aktivitätsanteile in Prozentpunkten, „ohne vs. 3 h“ (Formatierung spaltenweise)

		Muskeln											
		RA Li	RA Re	OI Li	OI Re	OELi	OERe	MF Li	MF Re	ICOLi	ICORe	LO Li	LO Re
Aufgaben	NH	-0,6	-0,7	0,6	0,6	-0,1	0,4	-0,5	1,8	-0,6	-0,4	-1,0	0,5
	AH	-0,1	-0,2	-0,2	0,3	-0,2	0,0	0,0	1,3	-0,5	-0,2	0,1	-0,3
<hr/>													
	V15	0,0	0,0	0,1	0,2	0,0	0,1	0,4	0,3	0,0	0,0	-0,7	-0,3
	V30	0,0	-0,1	0,0	0,1	0,0	0,0	0,3	0,1	0,2	-0,1	-0,8	0,1
	V49	0,0	0,0	0,1	0,0	0,0	0,0	-0,3	0,4	0,3	0,1	-0,6	0,0
	V90	0,0	0,0	-0,2	-0,1	-0,1	0,0	-0,6	0,2	1,0	0,5	-0,5	-0,1
<hr/>													
Aufgaben	SL15	0,0	0,1	0,4	-0,1	0,0	-1,0	0,5	-0,4	-0,1	0,7	0,1	-0,3
	SL30	0,3	0,1	0,0	-0,5	0,1	-0,4	0,2	-0,5	-0,1	0,7	0,3	-0,3
	SL49	0,3	0,0	-0,1	-0,6	0,1	-0,5	0,2	0,7	0,0	-0,4	0,2	0,1
	SL90	0,1	0,1	-0,3	-1,8	-0,3	0,0	0,2	0,9	0,2	0,7	0,3	-0,1
<hr/>													
	SR15	0,2	0,0	-0,4	-0,1	-0,6	-0,5	0,0	0,1	1,4	-0,1	0,2	-0,3
	SR30	0,2	0,2	0,2	-0,1	-1,2	-0,2	0,3	0,1	0,8	-0,1	-0,3	0,1
	SR49	0,3	0,3	1,1	-0,3	-1,4	0,2	0,1	0,0	0,3	0,0	-0,7	0,1
	SR90	-0,4	0,2	0,0	0,0	-0,4	0,3	0,5	0,1	-0,2	0,1	-0,4	0,1
<hr/>													
	R15	-0,1	1,1	-1,4	-1,0	-0,8	0,0	0,4	0,1	0,2	0,6	0,4	0,5
	R30	-1,5	0,2	-0,2	-0,8	0,0	0,9	0,1	0,2	0,3	0,7	0,1	0,1
	R49	-0,5	0,6	0,8	-0,9	-0,2	0,2	0,0	0,0	-0,1	0,3	-0,2	-0,1
	R90	-0,1	1,3	0,9	-0,6	-0,1	0,1	-0,1	-0,1	-0,3	-0,4	-0,3	-0,4

#### 7.2.3.1 Überblick

Ähnlich wie bei den RMS-Änderungen zeigt sich hier in den jeweils ersten beiden Maps (Abbildung 29, Abbildung 32 und Abbildung 35: „ohne vs. mit“ und Abbildung 30, Abbildung 33 und Abbildung 36: „ohne vs. 3 h“) eine vertikale Struktur, die sich auch nach einer Tragezeit von drei Stunden nicht wesentlich veränderte. Die Vergleiche der ersten beiden Maps werden durch einen großen Anteil signifikanter T-Test-Ergebnisse untermauert (jeweils rund 53 Prozent der Vergleiche; in den Maps ***kursiv und fett*** formatiert).

Aus ihnen lässt sich ablesen, dass die Bandage mittlere Anteilsänderungen bis etwa fünf Prozentpunkte in beide Richtungen bewirkte. Die maximale mittlere Anteilsabnahme betrug 5,2 Prozentpunkte (OI li bei SR15 beim Vergleich „ohne vs. 3 h“, siehe Abbildung 30), die maximale mittlere Anteilszunahme 3,9 Prozentpunkte (MF re bei SL15 beim Vergleich „ohne vs. mit“, siehe Abbildung 29). Insgesamt fiel die Anteilsänderung durch die Bandage aber eher gering aus, mit mittleren Differenzen unter einem Prozentpunkt bei einem Großteil (über 60 Prozent) der Vergleiche.

Wie schon bei den RMS-Werten erfuhr der M. obliquus internus abdominis durch die Bandage bei fast allen Aufgaben die stärkste Reduktion seines Anteils an der Gesamtaktivität. Deutliche Anteilszunahmen dagegen waren abhängig von der Aufgabe jeweils bei anderen Muskeln zu finden. Eine detaillierte Beschreibung dieser erfolgt in Abschnitt 7.2.3.2.

Der Vergleich „mit vs. 3 h“ (siehe Abbildung 31, Abbildung 34 und Abbildung 37) zeigte nur geringe Anteilsänderungen von im Mittel maximal 1,8 Prozentpunkten in beide Richtungen. Auch bei Betrachtung der Koordinationsmuster zeigten sich hier kaum signifikante oder systematische Änderungen.

#### 7.2.3.2 Detaillierte Betrachtung

Auch bei den Koordinationsmustern werden im Folgenden die Vergleiche „ohne vs. mit“ und „ohne vs. 3 h“ gemeinsam betrachtet, sofern nicht explizit auf Unterschiede zwischen ihnen hingewiesen wird.

### *M. rectus abdominis*

Für den *M. rectus abdominis* findet sich, übereinstimmend mit seiner generellen Aktivitätszunahme, für fast alle Aufgaben eine Zunahme seines Aktivitätsanteils.

Die stärksten Anteilszunahmen erfuhr er im Stand und bei Rückkipfung (maximal 2,5 Prozentpunkte rechts bei R15 und R49 beim Vergleich „ohne vs. 3 h“, vgl. Abbildung 36), wobei letzteres vor allem den Muskel der rechten Seite betraf, was nach dreistündiger Tragezeit besonders deutlich wird (vgl. Abbildung 33). Eine leichtere Anteilszunahme bewirkte die Bandage bei Seitkipfungen insbesondere auf der kontralateralen Seite. Bei Vorkippung dagegen kam es zu keiner wesentlichen Änderung seines Aktivitätsanteils.

Als signifikant zeigte sich die Anteilszunahme hauptsächlich im Stand und bei leichter Vorkippung, auf der rechten Seite außerdem bei der Seitkipfung nach rechts und den Rückkipfungen.

### *M. obliquus internus abdominis*

Beim *M. obliquus internus abdominis* zeigte sich eine Abnahme seines Aktivitätsanteils bei allen Aufgaben – auch solchen, für die bei ihm keine Änderung der RMS-Werte nachgewiesen werden konnte.

Die Anteilsreduktion fiel für den Großteil der Aufgaben mit mittleren Abnahmen zwischen zwei und fünf Prozentpunkten ähnlich aus. Dennoch ist eine gewisse Aufgabenabhängigkeit des Ausmaßes der Anteilsabnahme durch die Bandage zu erkennen. Die stärkste Anteilsabnahme ergab sich im Stand und bei Rückkipfung sowie bei Seitkipfungen zur kontralateralen Seite (bis 5,2 Prozentpunkte links bei SR15 beim Vergleich „ohne vs. 3 h“, siehe Abbildung 36).

Die Ergebnisse der T-Tests zeigten sich für fast alle Vergleiche als signifikant, mit Ausnahme der stärkeren Seitkipfungen zur kontralateralen Seite.

### *M. obliquus externus abdominis*

Für den *M. obliquus externus abdominis* zeigte sich eine deutliche Abhängigkeit der Bandagenwirkung von der Aufgabe auch für die Änderung der Koordinationsmuster.

Bei ihm führte die Bandage im Stand und bei Rückkipfung zu einer Erhöhung, bei Vorkippung dagegen zu einer Abnahme seines Aktivitätsanteils. Für die Seitkipfungen

zeigten sich dagegen kaum statistisch signifikante oder systematische Änderungen. Erst nach dreistündiger Tragezeit kam es zu einer angedeuteten Anteilsabnahme kontralateral und einer Anteilszunahme ipsilateral zur Kipprichtung. Diese Änderungen entsprechen weitgehend den Änderungen der RMS-Werte durch die Bandage.

Die mittleren Anteilszunahmen befanden sich auf einem ähnlichen Niveau wie die des M. rectus abdominis (bis 2,6 Prozentpunkte links bei R15 beim Vergleich „ohne vs. mit“, vgl. Abbildung 35), die Anteilsabnahmen lagen dagegen größtenteils unter einem Prozentpunkt (Ausnahme: 1,6 Prozentpunkte links bei SR30 und SR49 beim Vergleich „ohne vs. 3 h“, vgl. Abbildung 36).

### *M. multifidus*

Beim M. multifidus zeigte sich eine Abhängigkeit der Änderung der Koordinationsmuster von der Aufgabe, die nur zum Teil der der RMS-Wert-Änderung entsprach.

So bewirkte die Bandage, entsprechend der absoluten Aktivitätsveränderung, eine deutliche Anteilszunahme bei Vorkippungen und vor allem bei Seitkippungen zur kontralateralen Seite (bis 3,9 Prozentpunkte rechts bei SL15 beim Vergleich „ohne vs. mit“, vgl. Abbildung 29). Signifikante T-Tests ergaben sich auch für die deutlich geringere Anteilszunahme auf der ipsilateralen Seite bei den Seitkippungen. Auf beiden Seiten fiel dabei die Anteilszunahme mit zunehmendem Kippwinkel bzw. Aktivitätsniveau des Muskels geringer aus.

Dagegen führte die signifikante, wenn auch geringe, Aktivitätszunahme des M. multifidus bei Rückkippungen zu keiner signifikanten Anteilsänderung seiner Aktivität, ebenso wenig wie die Aktivitätsabnahme im Stand.

### *M. iliocostalis*

Der Aktivitätsanteil des M. iliocostalis nahm durch die Bandage bei fast allen Aufgaben zu, allerdings bei den meisten Aufgaben nur gering (78 Prozent der Änderungen unter einem Prozentpunkt). Die stärksten Anteilsänderungen erfolgten im Stand, bei stärkerer Vorkippung und bei Seitkippungen zur kontralateralen Seite (bis 3,1 Prozentpunkte links bei SR15 beim Vergleich „ohne vs. 3 h“, vgl. Abbildung 30), hierbei insbesondere auf der rechten Seite bei der Kippung nach links.



Auch hier zeigte sich ein Seitenunterschied zwischen den Muskeln beider Körperseiten. Die Anteilszunahmen waren hauptsächlich für die rechte Seite signifikant und lagen nach dreistündiger Tragezeit bei allen Rückkippen auf der rechten Seite über der des linken Muskels.

#### *M. longissimus*

Für den M. longissimus zeigten sich signifikante Anteilsabnahmen bei Rück- und Seitkippen (bis 1,8 Prozentpunkte links bei SR30 beim Vergleich „ohne vs. 3 h“, vgl. Abbildung 30). Letztere betrafen nach dreistündiger Tragezeit hauptsächlich die Muskeln der kontralateralen Seite.

Die einzige Anteilszunahme ergab sich für den M. longissimus, trotz Abnahme seiner Aktivität, bei Arbeitshaltung (bis 1,6 Prozentpunkte rechts beim Vergleich „ohne vs. mit“, vgl. Abbildung 29). Allerdings war diese nicht signifikant.



## **8 Diskussion**

### **8.1 Aktivitätsniveaus**

Bei der Betrachtung der Amplitudenmittelwerte zeigten die Muskeln M. obliquus internus abdominis, M. multifidus und M. longissimus im Stand die höchste Aktivität (vgl. Abbildung 8). Die Aktivität der genannten Rückenmuskeln stellt möglicherweise den von Asmussen und Klausen (1962) beschriebenen Schwerkraftausgleich dar. Auch eine hohe Aktivität des M. obliquus internus abdominis im Stand wurde bereits beschrieben (Floyd und Silver 1950). Floyd und Silver (1950) vermuteten, dass hierdurch der Druck der Bauchorgane auf die Bauchwand ausgeglichen wird.

Bei den Kippungen zeigte sich bei Zunahme der Kippwinkel ein deutlicher Anstieg der Aktivität der Rückenmuskeln bei den Vorkippungen, der Bauchmuskeln bei den Rückkippungen und der jeweils kontralateral gelegenen Muskeln bei den Seitkippungen.

All diese Beobachtungen decken sich mit bisherigen Erkenntnissen, welche Muskeln bei der jeweiligen Art und Stärke der Belastung am stärksten gefordert werden (Brose 2014). Somit diente die Betrachtung der Aktivitätsniveaus in erster Linie der Plausibilitätsprüfung der erhobenen Daten, welche positiv ausfiel. Interessant ist außerdem die immer auch ansteigende Aktivität der Antagonisten bei zunehmender Belastung. Hierbei handelt es sich am ehesten um Ko-Kontraktionen zum Zweck der Rumpfstabilisierung, welche bei stärkeren Kraftanstrengungen zunehmend benötigt werden (Cholewicki et al. 1997).

### **8.2 Generelle Feststellungen zur Bandagenwirkung**

Im Rahmen unserer Untersuchungen konnte ein signifikanter Effekt der Bandage auf die Rumpfmuskelaktivität nachgewiesen werden. Das Anlegen der Bandage führte sowohl zu einer Änderung der Aktivitätsniveaus der einzelnen Muskeln (vgl. Tabelle 6), als auch zu einer Umverteilung der Aktivitätsverhältnisse (Änderung der Koordinationsmuster; vgl. Tabelle 8). Eine detaillierte Betrachtung des Bandageneffekts und die Erörterung möglicher Erklärungsvorschläge für die gefundenen Ergebnisse erfolgt in Abschnitt 8.3.

Weiterhin wurde untersucht, inwiefern die Wirkung der Bandage von verschiedenen Einflussfaktoren abhängig ist. Die Antworten auf diese Fragestellungen werden in den folgenden Abschnitten 8.2.1 bis 8.2.4 beleuchtet.

### **8.2.1 Einfluss der Tragedauer**

Für keinen der Muskeln zeigte sich in den paarweisen Vergleichen ein signifikanter Unterschied zwischen der Situation direkt nach Anlegen der Bandage und der nach drei Stunden Tragezeit – weder beim Vergleich der RMS-Werte noch bei dem der Koordinationsmuster (vgl. Tabelle 10 und Tabelle 11). Tatsächlich fielen die p-Werte bei diesen Vergleichen mit Werten bis zu 1,0 sehr hoch aus, was den Schluss zulässt, dass sich der Bandageneffekt auch nach einer mittelfristigen Tragedauer der Bandage von drei Stunden nicht systematisch änderte (Bortz und Schuster 2010).

Diese Annahme wird gestützt durch die jeweilige Ähnlichkeit der Maps der Vergleiche „ohne vs. mit“ und „ohne vs. 3 h“ (vgl. beispielsweise Abbildung 10 und Abbildung 11) sowie der fehlenden Systematik in den Maps der Vergleiche „mit vs. 3 h“ (z.B. Abbildung 12) und das nur sporadische Vorkommen von signifikanten T-Test-Ergebnissen bei diesen Vergleichen.

### **8.2.2 Einfluss des Geschlechts**

In der ANOVA zeigte sich keine signifikante Wechselwirkung zwischen der Bandage und dem Geschlecht (vgl. Tabelle 5). Die Höhe der p-Werte ( $p \geq 0,229$ ) lässt den Schluss zu, dass es keinen systematischen Unterschied in der Wirkung der Bandage bei Männern und Frauen gibt (Bortz und Schuster 2010). Zwar zeigten frühere Untersuchungen geschlechtsspezifische Koordinationsmuster der Rumpfmuskulatur (Anders et al. 2007), auf die Beeinflussung der Koordinationsmuster durch die Bandage hatte das Geschlecht jedoch ebenfalls keinen signifikanten Einfluss (vgl. Tabelle 7).

### **8.2.3 Einfluss der Körperseite**

Eine signifikante Wechselwirkung zwischen Körperseite und Bandage zeigte sich in der ANOVA für die RMS-Werte nur für den M. iliocostalis (vgl. Tabelle 6). Dies legt die Annahme nahe, dass die Bandage hier den Muskel der rechten und den der linken Seite unterschiedlich beeinflusst. Bei der detaillierten Betrachtung zeigte sich diesbezüglich bei allen Rück- und Seitkippen eine stärkere Aktivitätszunahme auf der rechten Seite (vgl. Abbildung 16).

Bereits ohne Bandage zeigte die ANOVA für den M. iliocostalis signifikante Unterschiede in den Aktivitätsniveaus der Körperseiten. Ein Vergleich der Aktivitätsmittelwerte ohne

Bandage (siehe Abbildung 8) zeigt eine generell erhöhte Aktivität des rechten M. iliocostalis gegenüber dem Muskel der linken Seite bei Seit- und Rückkippen.

Eine erhöhte Belastung der rechten Seite bei den ausgeführten Aufgaben erscheint unwahrscheinlich. Eher ist die Seitendifferenz auf eine asymmetrische Beanspruchung des Muskels im Alltag zurückzuführen. Eine erhöhte Amplitude des EMGs wurde im Zusammenhang mit Trainingseffekten beschrieben (Watanabe et al. 2015, Aagaard et al. 2002). Die erhöhte Aktivität kann also als Zeichen für eine erhöhte Beanspruchung des rechten M. iliocostalis im Alltag gewertet werden. In diesem Zusammenhang ist zu beachten, dass es sich beim größten Teil der Probanden (über 95 Prozent) um Rechtshänder handelte. Möglicherweise liegt hierin die Ursache für den beobachteten Seitenunterschied.

Die erhöhte elektrische Aktivität von stärker trainierten Muskeln ist vermutlich auf deren Hypertrophie zurückzuführen. Diese Hypertrophie könnte die verstärkte Bandagenwirkung auf der betroffenen Seite verursachen, beispielsweise durch eine verhältnismäßig stärkere Kompression der verdickten Muskeln (siehe auch Abschnitt 8.3.1.1).

Auch für den M. obliquus externus abdominis zeigte sich in der ANOVA ein signifikanter Seitenunterschied der Aktivitätsniveaus. Dieser war aber möglicherweise geringer als beim M. iliocostalis und hatte daher keinen Einfluss auf die Bandagenwirkung.

Auf die Wirkung der Bandage auf die Koordinationsmuster hatte die Körperseite bei keinem der Muskeln einen signifikanten Einfluss (vgl. Tabelle 8).

#### **8.2.4 Einfluss der Aufgabe**

In der vorliegenden Untersuchung wurde die Wirkung der Bandage bei statischer Belastung der Rumpfmuskeln analysiert. Als standardisierte Belastungssituationen wurde die Stabilisierung des Oberkörpers während verschiedener Ganzkörperkippen gewählt. Jede dabei angewandte Kombination aus Kipprichtung und Kippwinkel stellte eine andere Aufgabe dar, bei der die Bandagenwirkung untersucht wurde, um zu prüfen, ob sich diese bei verschiedenen Belastungen unterscheidet.

Tatsächlich zeigte sich in der ANOVA ein signifikanter Einfluss der Aufgabe auf die Bandagenwirkung für die Muskeln M. rectus abdominis, M. obliquus externus abdominis, M. multifidus und M. iliocostalis bei den RMS-Werten (vgl. Tabelle 6) und für alle Muskeln bis

auf den M. rectus abdominis bei den Koordinationsmustern (vgl. Tabelle 8), also eine unterschiedliche Wirkung der Bandage in Abhängigkeit von der Art der Belastung.

Die Betrachtung der Einzelvergleiche der RMS- Werte bestätigt diese Abhängigkeit der Bandagenwirkung von der ausgeführten Tätigkeit (vgl. Abbildung 16). Beim M. rectus abdominis war die Aktivitätszunahme bei den Rückkippen deutlich stärker als bei den anderen Aufgaben, bei den anderen genannten Muskeln kam es sogar je nach Aufgabe zu einer Zu- oder Abnahme der Aktivität.

So nahm die Aktivität des M. obliquus externus abdominis durch die Bandage in Arbeitshaltung und bei Vorkippung ab, bei den anderen untersuchten Aufgaben jedoch zu. Beim M. multifidus kam es im Stand zu einer Aktivitätsabnahme, bei den anderen Aufgaben dagegen zu einer Aktivitätszunahme. Ähnlich war es beim M. iliocostalis, dessen Aktivität bei den meisten Aufgaben zunahm, im Stand und bei leichter Vorkippung jedoch keine Veränderung durch die Bandage zeigte. Bei allen Muskeln war dabei bei den Belastungsrichtungen, bei denen die Bandage eine Aktivitätszunahme bewirkte, deren Ausmaß in den meisten Fällen größer, je stärker die Belastung war.

Die Bandagenwirkung war also nicht nur bei verschiedenen Belastungsrichtungen, sondern auch bei verschiedenen Belastungsintensitäten (Kippwinkeln) unterschiedlich.

Bei den Koordinationsmustern zeigte sich die Aufgabenabhängigkeit bei der detaillierten Betrachtung dagegen weniger deutlich, insbesondere bei den Muskeln M. obliquus internus abdominis und M. iliocostalis (vgl. Abbildung 35, siehe auch Abschnitt 8.3.3).

Die Abhängigkeit der Bandagenwirkung von der Aufgabe könnte eine mögliche Erklärung für die widersprüchlichen Ergebnisse bisheriger Studien zur EMG-Beeinflussung durch Rumpfbandagen und -gurte sein, da in diesen meist unterschiedliche Haltungen oder Tätigkeiten untersucht wurden, wie beispielsweise durch Lander et al. (1992), Cholewicki et al. (2007) und Miyamoto et al. (1999). Als Konsequenz ergibt sich aus dieser Feststellung, dass Ergebnisse zur Bandagenwirkung, die bei der Untersuchung bestimmter Tätigkeiten gewonnen wurden, nicht vorbehaltlos auf andere Aufgaben übertragen werden können. Daher besteht nach wie vor Bedarf an weiteren Untersuchungen zur Bandagenwirkung bei verschiedenen Tätigkeiten. Insbesondere zur Wirkung bei dynamischen Aktivitäten wurden bisher keine Studien veröffentlicht.

Allerdings wurde im Rahmen der gesamten Studie zur Evaluation der Wirkung von Rumpfbandagen, von der die hier beschriebene Untersuchung ein Teil war, auch der Einfluss der Bandage auf die Rumpfmuskelaktivität beim Gehen untersucht (Niemeyer in Begutachtung, Huebner et al. eingereicht). Hierbei zeigten sich tendenziell eine Aktivitätsabnahme der Bauchmuskulatur und eine Aktivitätszunahme der Rückenmuskulatur durch die Bandage. Außerdem fand sich eine erhöhte Phasizität der Aktivität der Rückenmuskeln, welche die Autoren mit einer besseren Nährstoffversorgung der Rückenmuskulatur assoziieren.

## **8.3 Spezifische Wirkung der Bandage**

### **8.3.1 Absolute Änderung der RMS-Werte**

Cholewicki (2004) prognostizierte in einem Modell eine generelle Aktivitätsabnahme aller Rumpfmuskeln durch das Tragen einer Rumpfbandage bei verschiedenen isometrischen Haltungen.

In der vorliegenden Untersuchung zeigte das Tragen der Bandage jedoch einen für jeden Muskel spezifischen Effekt, der außerdem teilweise von der Art der Belastung abhängig war. Weder kam es zu einer generellen Abnahme der Muskelaktivität, wie prognostiziert und oft befürchtet (Cholewicki 2004, Ehrlich 2003), noch konnte der vom Hersteller genannte „muskelaktivierende“ Effekt bei allen Muskeln nachgewiesen werden. Im groben Überblick zeigte sich durch die Bandage eine generelle Tendenz zur Aktivitätsabnahme bei den Muskeln M. obliquus internus abdominis und M. longissimus, zur Aktivitätszunahme bei den Muskeln M. rectus abdominis und M. iliocostalis, sowie eine deutliche Abhängigkeit der Richtung der Aktivitätsbeeinflussung von der Art der Belastung bei den Muskeln M. obliquus externus abdominis und M. multifidus.

Eine generalisierte Abnahme der Muskelaktivität konnte somit nicht bestätigt werden.

Ein gemeinsames Reaktionsmuster aller Bauch- bzw. Rückenmuskeln zeigte sich bei keiner der Aufgaben. Auch konnte kein eindeutiger Zusammenhang der Aktivitätsänderungen mit der Funktion der untersuchten Muskeln als Rumpfmobilisierer bzw. -stabilisierer nachgewiesen werden.

#### 8.3.1.1 Aktivitätszunahme

Bei den Rückkippen erfuhr die Bauchmuskeln *M. rectus abdominis* und *M. obliquus externus abdominis*, bei den Vor- und Seitkippen die Rückenmuskeln *M. multifidus* und *M. iliocostalis* den größten Aktivitätszuwachs durch die Bandage. Dabei ist zu beachten, dass dies bei Seitkippen jeweils die Muskeln der kontralateralen Seite betraf. Die stärkste Aktivitätszunahme ist also jeweils bei den Muskeln anzutreffen, die einen großen Anteil der Kraft zum Aufrechterhalten der geraden Körperhaltung beitragen und dadurch generell ein hohes Aktivierungsniveau aufweisen (vgl. Abbildung 8 und Abbildung 28). In den meisten Fällen stieg die Aktivitätszunahme zudem mit steigendem Kippwinkel an. Es scheint also einen direkten Zusammenhang zwischen Belastungsniveau und Aktivitätszunahme durch die Bandage zu geben.

Eine Zunahme der Aktivität des *M. rectus abdominis* konnte bereits beim Tragen von Rumpfgurten nachgewiesen werden (McGill et al. 1990, Miyamoto et al. 1999). Miyamoto et al. (1999) vermuteten als Ursache die Kompression des Muskels durch den Gurt, die der Muskelkontraktion einen zusätzlichen Widerstand entgegenbringt und somit eine höhere Kraftanstrengung des Muskels nötig macht, welche sich in einer erhöhten elektrischen Aktivität äußert. Ein ebensolcher Effekt könnte auch bei der untersuchten Rumpfbandage auftreten und wäre hauptsächlich bei den sich aktiv kontrahierenden Muskeln von Relevanz. Somit stellt die Theorie von Miyamoto et al. (1999) eine denkbare und plausible Erklärung für die Beobachtung dar, dass sich Aktivitätszunahmen durch die Bandage hauptsächlich bei den jeweils als Agonisten tätigen Muskeln finden.

Derartige Überlegungen waren nicht in das Modell von Cholewicki (2004) eingegangen, was das Fehlen eines aktivitätserhöhenden Effekts der Bandage in seiner Prognose erklärt.

Eine vermehrte Muskelaktivität durch die Bandage kann positive oder negative Folgen für die Muskulatur haben. Einerseits könnte sie einer Dekonditionierung der Muskulatur entgegenwirken. Dies wäre insbesondere dann von Vorteil, wenn diese ursächlich an der Entstehung von Rückenschmerzen beteiligt ist, wie DeVries (1968) vermutet. Andererseits könnte die erhöhte Belastung der Muskulatur eine schnellere Ermüdung und damit vermehrt Dysfunktionen der Rumpfmuskeln zur Folge haben (Panjabi 1992).

#### 8.3.1.2 Aktivitätsabnahme

Zur Aktivitätsabnahme durch die Bandage kam es hauptsächlich bei den Muskeln M. obliquus internus abdominis und M. longissimus, sowie im Stand beim M. multifidus und bei Vorkippung beim M. obliquus externus abdominis (vgl. Abbildung 13).

Zwar ergab die ANOVA für den M. longissimus keinen signifikanten Bandageneinfluss, jedoch zeigt sich bei der detaillierten Betrachtung eine recht kontinuierliche Aktivitätsabnahme durch die Bandage, die auch nach dreistündiger Tragezeit noch anhält, so dass hier trotz Nichterreichen des Signifikanzniveaus eine Beeinflussung des Muskels durch die Bandage angenommen werden kann, zumindest für einen Teil der Aufgaben.

Analog zur Annahme, dass eine Aktivitätserhöhung durch eine erhöhte Muskelbelastung hervorgerufen wird, sind die beobachteten Aktivitätsabnahmen am ehesten durch eine Entlastung der betroffenen Muskeln durch die Bandage zu erklären.

Im Stand fällt auf, dass insbesondere die Muskeln mit dem höchsten Aktivitätsniveau entlastet werden. Die Bandage scheint hier also tatsächlich einen Teil der Muskularbeit zu übernehmen. Zu den diskutierten Mechanismen, wie dies erfolgen könnte, zählen zum einen eine Stützwirkung und zum anderen eine Erhöhung der Rumpfstabilität durch die Bandage (Barron und Feuerstein 1994, Lantz und Schultz 1986, Miyamoto et al. 1999). Eine effektive Stützwirkung, also eine direkte Kraftübertragung vom Oberkörper auf das Becken, welche den muskulären Aufwand zum Ausgleich der Schwerkraft reduzieren würde, ist allerdings bei flexiblen Bandagen wie der untersuchten eher nicht zu erwarten, so dass hier von einer stärkeren Rumpfstabilität beim Tragen der Bandage im Stand ausgegangen werden kann. In diesem Fall übernimmt die Bandage einen Teil der Muskularbeit, die zur Stabilisierung des Oberkörpers benötigt wird. Dies ist auch die aktuell bevorzugte Theorie zur Wirkungsweise von Rumpfbandagen (Cholewicki 2004). Die zur Stabilitätserhöhung führenden Mechanismen sind allerdings noch nicht abschließend aufgeklärt. Diskutiert werden zum einen eine Erhöhung des intraabdominellen Drucks (IAP, siehe auch Abschnitt 4.1 und Abschnitt 4.4.1) und zum anderen eine Erhöhung des intramuskulären Drucks im M. erector spinae durch den Druck der Bandage auf die Bauchhöhle bzw. die Muskulatur (Miyamoto et al. 1999).

Bei den Kippungen ist der entlastende Effekt der Bandage nur noch teilweise zu erkennen. Dies liegt vermutlich vor allem daran, dass hier der in Abschnitt 8.3.1.1 beschriebene

aktivitätserhöhende Effekt eine mögliche Entlastung der Agonisten überlagert. Auch wird die Stabilität bei diesen Haltungen vor allem durch die Ko-Kontraktion der Antagonisten gewährleistet, welche entsprechend vorrangig entlastet werden (Cholewicki 2004).

Bei den Vorkippungen zeigt sich dies in der Entlastung der schrägen Bauchmuskeln.

Insbesondere bei den anstrengenderen Seit- und Rückkippen müssen die Antagonisten einen zunehmenden Beitrag im Sinne einer stabilisierenden Ko-Kontraktion leisten. Bei stärkerer Kontraktion konkurrieren jedoch zunehmend die potentiell aktivitätsreduzierenden Effekte durch Stabilitätserhöhung mit den aktivitätssteigernden Effekten durch Muskelkompression. Dies resultiert in nur geringen absoluten Aktivitätsänderungen auf der jeweils ipsilateralen Seite bei Seitkippen und bei den Rückenmuskeln bei Rückkippen, also bei den jeweiligen Antagonisten. Allerdings ist zu beachten, dass diese Änderungen meist Aktivitätszunahmen entsprechen, die relativ gesehen ähnlich hoch ausfallen wie die Aktivitätszunahmen der Agonisten (siehe auch Abschnitt 8.3.2). Der aktivitätserhöhende Effekt der Bandage scheint hier also zu überwiegen.

Auffällig ist, dass von allen Muskeln der M. obliquus internus abdominis am stärksten entlastet wurde. Dieses Ergebnis steht im Widerspruch zur Prognose von Cholewicki (2004), der in seinem Modell für diesen Muskel die geringste Aktivitätsreduktion durch die Bandage berechnet hatte. Dies lässt vermuten, dass hier ein zusätzlicher Bandageneffekt zum Tragen kommt, welcher in seinem Modell nicht berücksichtigt wurde. Cholewicki hatte als Wirkungsweise der Bandage ebenfalls eine Stabilitätserhöhung des Rumpfes angenommen. Allerdings äußerte er sich nicht zu dem Mechanismus, über den diese realisiert würde.

Unter Berücksichtigung der Tatsache, dass der M. obliquus internus abdominis maßgeblich an der Erhöhung des IAP beteiligt ist (Oliver und Middleditch 1991), passt diese Beobachtung zur Theorie der IAP-Erhöhung durch die Bandage. Wenn man annimmt, die Bandage würde ihre Wirkung in erster Linie über diesen Mechanismus entfalten, so würde sie dabei diese Aufgabe vom M. obliquus internus abdominis übernehmen und damit vorrangig diesen Muskel entlasten.

Allerdings ist die IAP-Erhöhung als Wirkmechanismus von Rumpfbandagen umstritten (van Poppel et al. 2000). Eine alternative Erklärungsmöglichkeit für die auffällige Entlastung des M. obliquus internus basiert auf der Annahme von Floyd und Silver (1950), dass die hohe Ruheaktivität dieses Muskels dem Ausgleich des Organdrucks dient. Es ist also denkbar, dass



diese Funktion durch den Druck der Bandage auf den Bauchraum teilweise übernommen wird. Dieser Effekt könnte neben einer nicht IAP-vermittelten Stabilitätserhöhung (beispielsweise über einen erhöhten intramuskulären Druck) zur Bandagenwirkung beitragen. Bei Seitkippen dürfte er jedoch auf der kontralateralen Seite und bei Rückkippen gar nicht mehr zum Tragen kommen, da hier der Organdruck nur noch auf der ipsilateralen Seite bzw. nach dorsal wirkt.

Unabhängig vom Wirkmechanismus der Bandage, zu dem offenbar noch Forschungsbedarf besteht, würde eine verringerte Kontraktion des M. obliquus internus abdominis wiederum weniger antagonistische Ko-Kontraktion der Rückenmuskeln nötig machen und somit auch diese entlasten.

Wie die Aktivitätszunahme kann auch eine verminderte Aktivität der Muskulatur durch die Bandage positive und negative Folgen haben. So könnte sie eine Dekonditionierung der betroffenen Muskeln bewirken, wie häufig vermutet wird (Ehrlich 2003). Auf der anderen Seite könnte sie eine Ermüdung der Muskulatur verhindern oder hinauszögern. Auch wären bei einer geringeren Muskelaktivität die auf die Wirbelsäule wirkenden Kompressionskräfte geringer (Cholewicki 2004), da auch eine Muskelkontraktion zum Zweck der Stabilisierung immer von Muskelzug in senkrechter Richtung begleitet ist. Wenn die Stabilitätserzeugung dagegen durch die Bandage übernommen wird, so fallen dadurch auch der Muskelzug und die daraus resultierende Wirbelsäulenkompression weg.

### **8.3.2 Relative Änderung der RMS-Werte**

Die Betrachtung der relativen RMS-Wert-Änderungen zeigt, insbesondere bei den Aktivitätszunahmen, dass diese insgesamt weniger stark differieren als die der absoluten Änderungen (vgl. Abbildung 10 und Abbildung 19). Die ähnlichen relativen Aktivitätszunahmen für verschiedene Aufgaben erklären sich zum größten Teil aus der zuvor gemachten Beobachtung der steigenden absoluten Aktivitätszunahme bei zunehmendem Aktivitätsniveau (vgl. Abschnitt 8.3.1.1). Die Wirkung der Bandage ist in ihrem relativen Ausmaß bezüglich der Aktivitätserhöhung also recht gleichförmig.

Hierzu trägt bei, dass gleiche relative Aktivitätszunahmen als Folge zweier verschiedener Konstellationen auftreten können: eher hohe relative Aktivitätszunahmen treten zum einen bei besonders starken absoluten Aktivitätszunahmen auf, die selbst bei einer hohen

Ausgangsaktivität noch verhältnismäßig stark ausfallen. Dies zeigt sich bei den Muskeln M. rectus abdominis und M. obliquus externus abdominis bei Rückkipfung (vgl. Abbildung 10 und Abbildung 19). Zum anderen treten sie bei einem geringen Ausgangsniveau der Muskelaktivität ohne Bandage auf, bei dem auch eine geringe absolute Aktivitätszunahme eine verhältnismäßig hohe relative Zunahme bedeutet. Dieses Phänomen findet sich bei den Seitkipfungen zur ipsilateralen Seite, was die starken relativen Aktivitätszunahmen der ipsilateralen Muskeln M. obliquus externus abdominis, M. multifidus und M. iliocostalis erklärt (vgl. Abbildung 10 und Abbildung 19). Diese zwei Phänomene führen dazu, dass die relative Aktivitätszunahme aller genannten Konstellationen von Muskeln und Aufgaben ähnlich ausfällt, obwohl hier deutliche Unterschiede im Ausmaß der absoluten Aktivitätsänderung bestehen. Bei geringer Ausgangsaktivität besteht jedoch immer die Gefahr, dass scheinbar starke relative Aktivitätsänderungen durch eher stochastische Schwankungen der absoluten Aktivitätsänderungen vorgetäuscht werden. Somit sind diese Ergebnisse besonders gründlich auf ihre Plausibilität zu prüfen. So fallen zwar die T-Tests der ipsilateralen Muskeln M. obliquus externus abdominis und M. iliocostalis bei der Linkskippung nicht signifikant aus, allerdings sprechen die Konstanz der Ergebnisse sowie die signifikanten T-Test-Ergebnisse bei der Kippung nach rechts, für die ein ähnlicher Mechanismus anzunehmen ist, dafür, dass es hier tatsächlich zu einer Aktivitätszunahme kam.

Des Weiteren fällt bei Betrachtung der relativen Aktivitätsänderungen auf, dass ihre Richtung bei einigen Vergleichen der absoluten Änderungen entgegengesetzt ist. So ist beispielsweise beim M. obliquus internus abdominis die Richtung der mittleren absoluten Aktivitätsänderungen auf der kontralateralen Seite bei den Seitkipfungen negativ, die der mittleren relativen Aktivitätsänderungen jedoch positiv. Ein solcher Widerspruch findet sich allerdings ausschließlich bei Vergleichen, bei denen der T-Test keinen signifikanten Aktivitätsunterschied ergab und stellt daher am ehesten ein Resultat der Streuung um Null bei fehlendem Bandageneffekt dar. So hatte die Bandage vermutlich keinen systematischen Effekt auf den M. obliquus internus abdominis bei Rückkipfungen und Seitkipfungen zur kontralateralen Seite sowie den M. iliocostalis im Stand und bei leichter Vorkippung.

Die fehlende Wirkung auf den M. obliquus internus abdominis bei den Rückkipfungen und den Seitkipfungen zur kontralateralen Seite entsteht vermutlich als Resultat des

Konkurrierens von Aktivitätsreduktion durch Stabilitätserhöhung und Aktivitätserhöhung durch Kompression des hier als Agonist tätigen Muskels (vgl. Abschnitte 8.3.1.1 und 8.3.1.2).

### **8.3.3 Koordinationsmuster**

In der ANOVA zeigte sich eine signifikante Beeinflussung der Aktivitätsanteile für alle Muskeln (vgl. Tabelle 8). Diese fiel allerdings zum größten Teil nur gering aus, mit über 60 Prozent der Änderungen unter einem Prozentpunkt und war meist gleichsinnig mit der absoluten Aktivitätsänderung (vgl. Abbildung 29).

Auffällig ist jedoch die Anteilsabnahme des M. obliquus internus abdominis. Diese fiel von allen Anteilsänderungen am stärksten und kontinuierlichsten aus, selbst bei den Rückkippen und Seitkippen zur kontralateralen Seite, bei denen sich keine systematische Beeinflussung seiner Aktivität gezeigt hatte.

Seine Anteilsabnahme kommt dadurch zustande, dass bei diesen Aufgaben die Aktivität der meisten anderen Muskeln durch die Bandage erhöht wurde, während die Aktivität des M. obliquus internus abdominis kaum beeinflusst wurde.

Insgesamt lässt sich also eine nur geringe Beeinflussung der Koordinationsmuster durch die Bandage feststellen, mit Ausnahme einer konstanten Reduktion des Aktivitätsanteils des M. obliquus internus abdominis. Diese Beobachtung passt zur vornehmlichen Beeinflussung dieses Muskels, welche schon bei der Betrachtung der Amplitudenänderung festgestellt wurde (vgl. Abschnitt 8.3.1.2).

## **8.4 Einschränkungen**

Die Methodik der durchgeführten Untersuchungen weist einige Besonderheiten bzw. Einschränkungen auf, deren mögliche Auswirkungen auf die Ergebnisse im Folgenden betrachtet werden.

### **8.4.1 EMG-Messung**

Die Elektromyographie stellt eine etablierte Methode zur Beurteilung der Muskelfunktion dar (Laube und Anders 2009, Ng et al. 2003). Bei der Beurteilung des EMG-Signals muss allerdings beachtet werden, dass dieses einer Vielzahl von Einflussfaktoren unterliegt, wie beispielsweise der Gewebedicke zwischen Muskel und Elektrode, der Elektrodenposition

über dem Muskel sowie internen (z.B. Cross-talk) und externen (z.B. Netzbrummen) Störsignalen (vgl. Abschnitt 4.2.2).

Um die Reliabilität der Messungen zu erhöhen, wurden mehrere Vorkehrungen getroffen, um den Einfluss dieser Faktoren so gering wie möglich zu halten (siehe auch Abschnitt 6).

Störsignale wurden mithilfe eines digitalen Bandpassfilters herausgefiltert. Außerdem wurden Signalanteile, die grobe Störungen enthielten, nicht für die Auswertung verwendet. Hierbei besteht die Gefahr, dass von Signalen mit vielen Störungen so wenig Signalmaterial in die Auswertung eingeht, dass dieses nicht mehr repräsentativ für die Gesamtaktivität während einer Aufgabe ist. Daher wurde genau abgewogen, welche Signalanteile entfernt wurden und darauf geachtet, immer mindestens 1500 ms an Signalmaterial für die Auswertung zu verwenden.

Interindividuell unterschiedliche Einflüsse auf das EMG-Signal, wie beispielsweise durch eine unterschiedliche Dicke des Unterhautfettgewebes, können die Ergebnisse der Einzelvergleiche beeinflussen (Kamen und Gabriel 2010). Daher müssen die absoluten Werte der RMS-Änderung mit Vorsicht betrachtet werden. Auf die Aussagekraft der statistischen Tests haben Sie jedoch keinen Einfluss, da in ihnen die Abhängigkeit der Daten beachtet wurde.

Unterschiede in der Elektrodenpositionierung haben Einfluss auf die Stärke und Selektivität des Signals (Laube und Anders 2009). Um bei allen Probanden das Signal möglichst selektiv und an der gleichen Stelle von den zu untersuchenden Muskeln abzuleiten, wurde die Elektrodenplatzierung streng nach internationalen Empfehlungen (Hermens 1999, Ng et al. 1998) und immer durch die gleiche erfahrene Person vorgenommen. Um Abweichungen der Elektrodenposition zwischen den einzelnen Messungen zu verhindern, wurden die Elektroden während des gesamten Untersuchungsablaufs auf der Haut der Probanden belassen.

Für den M. multifidus bestehen Hinweise, dass sein Signal stark durch Cross-talk vom M. longissimus überlagert wird (Stokes et al. 2003). Allerdings wurden die EMG-Signale in der genannten Studie an anderen Positionen als in der vorliegenden abgeleitet. Die deutlich unterschiedliche Beeinflussung der Muskelaktivität dieser Muskeln durch die Bandage (vgl. Abbildung 13) spricht außerdem gegen eine starke Überlagerung der Signale.

Die Lage vieler Ableitstellen unter der Rumpfbandage birgt die Gefahr von Druckartefakten im Signal beziehungsweise einer Beeinflussung des Signals durch Verringerung der Distanz zwischen Elektroden und Muskel (Jorgensen und Marras 2000). Bisherige Studien zeigten allerdings keine derartige Signalbeeinflussung durch den Bandagedruck allein (Jorgensen und Marras 2000, Lantz und Schultz 1986). Sollte es durch den Druck der Bandage zu einer Annäherung von Elektrode und Muskel kommen, so wäre dadurch eine Zunahme der Signalamplitude zu erwarten. Diese sollte, insbesondere in entspannten Positionen wie der Normhaltung, bei allen Muskeln etwa gleich ausfallen. Tatsächlich kam es aber während der Normhaltung, wie auch bei den meisten anderen Aufgaben, sowohl zu Aktivitätszunahmen als auch zu Aktivitätsabnahmen durch die Bandage. Dies spricht gegen eine Signaländerung allein durch den Druck der Bandage auf die Elektroden. Dennoch ist nicht ganz auszuschließen, dass dieser Effekt bei den in Abschnitt 8.3.1.1 beschriebenen Aktivitätszunahmen der Agonisten eine Rolle spielt.

#### **8.4.2 Studiendesign und Ausblick**

Einige für die Beurteilung der Bandagenwirkung ebenfalls relevante Aspekte wurden in der vorliegenden Studie nicht untersucht.

##### **8.4.2.1 Beeinflussung des M. transversus abdominis**

In mehreren Studien wurde die Bedeutung des M. transversus abdominis bei der Wirbelsäulenstabilisierung nachgewiesen (Cresswell et al. 1994, Hodges und Richardson 1996). Diese ergibt sich möglicherweise aus der Tatsache, dass dieser Muskel maßgeblich an der Erhöhung des intraabdominalen Drucks beteiligt ist (Oliver und Middleditch 1991; siehe auch Abschnitt 4.1). Bei Rückenschmerzpatienten ist seine Funktion jedoch gestört (Hodges und Richardson 1996). Daher wäre es von bedeutendem Interesse, die Wirkung der Rumpfbandage auch auf diesen Muskel zu untersuchen. Allerdings ist es aufgrund der tiefen Lage dieses Muskels unterhalb der anderen Bauchmuskeln schwer, ein valides EMG-Signal mittels Oberflächenelektromyographie (OEMG) zu erhalten, weshalb seine Aktivität bisher meist mithilfe von invasiven Feindraht- oder Nadelelektroden abgeleitet wurde (Marshall und Murphy 2003). Einige Studien zeigen jedoch, dass das OEMG-Signal des M. obliquus internus abdominis auch repräsentativ für die Aktivität des M. transversus abdominis ist (McGill et al. 1996, Marshall und Murphy 2003). Ursache hierfür ist zum einen die funktionelle Redundanz

dieser Muskeln (Oliver und Middleditch 1991, Aumüller und Wolff 2010). Zum anderen wurde außerdem nachgewiesen, dass es im Bereich der Elektrodenposition über dem M. obliquus internus abdominis zum Austausch von Muskelfasern zwischen beiden Muskeln beziehungsweise zu einer Verschmelzung der Muskeln kommt (Marshall und Murphy 2003).

Daraus kann geschlossen werden, dass die für den M. obliquus internus gemachten Beobachtungen auch auf den M. transversus abdominis übertragen werden können. Es ist also davon auszugehen, dass die Bandage auch bei diesem Muskel eine Aktivitätsreduktion bewirkt. Dies würde die Annahme eines stabilitätserzeugenden Effekts der Bandage, möglicherweise durch eine Erhöhung des intraabdominalen Drucks, weiter unterstützen.

#### 8.4.2.2 Einfluss einer langfristigen Tragedauer

In der vorliegenden Studie wurde der Einfluss der Rumpfbandage auf die Rumpfmuskelaktivität sowohl sofort nach dem Anlegen der Bandage als auch nach einer mittelfristigen Tragezeit von drei Stunden beurteilt. Hierbei zeigte sich kein Unterschied zwischen den Messzeitpunkten. Dennoch sollte auch der Einfluss einer langfristigen Tragedauer auf die Bandagenwirkung untersucht werden, um eventuell erst später auftretende Effekte zu erfassen. Zur langfristigen Wirkung von Rumpfbandagen auf die Muskelaktivität gibt es bisher kaum Studien. Cholewicki et al. (2010b) untersuchten die Wirkung einer starren Rumpforthese auf die muskuläre Reaktion infolge einer plötzlichen Störung des Rumpfgleichgewichts. Hier zeigte sich keine Änderung in der Bandagenwirkung nach einer Tragezeit von drei Wochen. Es besteht jedoch weiterhin ein großer Bedarf an Untersuchungen zur Wirkung von elastischen Bandagen auf das Aktivitätsniveau der Muskulatur nach einer längeren Tragedauer von mehreren Wochen.

#### 8.4.2.3 Beeinflussung des Amplituden-Kraft-Zusammenhangs

Aus der elektrischen Aktivität eines Muskels können keine direkten Rückschlüsse auf die von ihm generierte Kraft gemacht werden (McGill 2004). Hierfür ist die Kenntnis seines Amplituden-Kraft-Zusammenhangs (AKZ) vonnöten (Kamen und Gabriel 2010). In einer Studie von Anders et al. (2008) zeigte sich in Hauptkraftrichtung ein linearer AKZ für die Rücken- und ein exponentieller bis S-förmiger AKZ für die Bauchmuskeln. Es stellt sich die Frage, ob die Bandage einen Einfluss auf den Amplituden-Kraft-Zusammenhang hat. Auch dies sollte in zukünftigen Studien überprüft werden.

## 9 Schlussfolgerungen

Die Bandage zeigte eine für jeden Muskel unterschiedliche Aktivitätsbeeinflussung, die teilweise zusätzlich von der Art der Belastung abhängig war. Die Ergebnisse unterstützen die von Cholewicki (2004) und Miyamoto et al. (1999) postulierte Annahme, die Bandage würde ihre Wirkung über eine Erhöhung der Rumpfstabilität entfalten. So kam es im Stand zu einer Aktivitätsabnahme der beanspruchten Muskeln, bei den Kippungen dagegen zu einer Entlastung der Antagonisten, welche die Stabilität hauptsächlich gewährleisten. Besonders deutlich wird der M. obliquus internus abdominis entlastet, möglicherweise indem die Bandage den intraabdominellen Druck erhöht oder zusätzlich dem Organdruck entgegenwirkt und damit seine Funktion teilweise übernimmt.

Die Aktivität der Agonisten wurde dagegen, insbesondere bei anspruchsvolleren Aufgaben, durch das Tragen der Bandage noch erhöht. Ursache dafür ist möglicherweise, wie bereits von Miyamoto et al. (1999) vermutet, die Kompression der Muskulatur durch die Bandage, die der Muskelkontraktion Widerstand entgegenbringt.

Diese differenzierte Bandagenwirkung kann im Hinblick auf ihren therapeutischen Nutzen für Rückenschmerzpatienten nicht pauschal als positiv oder negativ gewertet werden, da sowohl eine Zu- als auch eine Abnahme der Muskelaktivität nützliche und schädliche Folgen für die Muskulatur haben kann (vgl. Abschnitte 8.3.1.1 und 8.3.1.2).

Bisherige Studienergebnisse weisen darauf hin, dass Rückenschmerzpatienten eine erhöhte Aktivität ihrer Rumpfmuskeln während statischer Haltung aufweisen (Silfies et al. 2005, Ambroz et al. 2000, Arena et al. 1989). Einige Autoren halten die erhöhte Muskelaktivität für einen wichtigen Adaptationsmechanismus zum Ausgleich von Instabilitäten, welche die Rückenschmerzen bedingen (Lund et al. 1991, van Dieen et al. 2003b). Andere vermuten hierin eine Ursache für das Fortbestehen bzw. die Chronifizierung von Rückenschmerzen (Silfies et al. 2005) in Anlehnung an die Schmerz-Spasmus-Schmerz-Hypothese von Travell et al. (1942).

In beiden Fällen scheint eine durch erhöhte Stabilität bedingte Aktivitätsverminderung durch die Bandage jedoch hilfreich. Im ersten Fall würde sie die Schmerzen direkt durch Reduktion der Instabilität bekämpfen, im zweiten Fall indirekt durch die daraus folgende Verminderung von Muskelverspannungen.

Die befürchtete Dekonditionierung der Muskulatur ist aufgrund der von vornherein erhöhten Muskelaktivität bei Rückenschmerzpatienten eher nicht zu erwarten.

Da also eher der aktivitätsreduzierende Effekt der Bandage als positiv für Rückenschmerzpatienten zu werten ist, sollte die Bandage hauptsächlich bei leichter körperlicher Aktivität getragen werden, bei der dieser Effekt im Vordergrund steht. Dagegen sollte bei starker körperlicher Belastung von einer Verwendung der Bandage, insbesondere über einen längeren Belastungszeitraum, vorerst abgesehen werden, da die dabei auftretende Aktivitätszunahme der Muskulatur die Beschwerden durch vorzeitige Überlastung und Ermüdung noch verstärken könnte. Um die Ergebnisse sicher interpretieren zu können, sind allerdings noch weitere Untersuchungen zum Wirkmechanismus von Rumpfbandagen sowie zur Pathophysiologie von Rückenschmerzen nötig. Insbesondere muss untersucht werden, wie sich die Rumpfbandage tatsächlich auf die Muskulatur von Patienten mit Rückenschmerzen auswirkt.

Abschließend lässt sich feststellen, dass die Bandage einen signifikanten Einfluss auf die Aktivität der Rumpfmuskeln hat, der unter Berücksichtigung des aktuellen Erkenntnisstands bei bestimmten Aktivitäten als durchaus nützlich in der Therapie von Rückenschmerzen einzuschätzen ist.



## 10 Literatur- und Quellenverzeichnis

- Aagaard P, Simonsen EB, Andersen JL, Magnusson P, Dyhre-Poulsen P. 2002. Increased rate of force development and neural drive of human skeletal muscle following resistance training. *Journal of Applied Physiology*, 93 (4):1318-1326.
- Alaranta H, Luoto S, Heliovaara M, Hurri H. 1995. Static back endurance and the risk of low-back pain. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 10 (6):323-324.
- Ambroz C, Scott A, Ambroz A, Talbott EO. 2000. Chronic low back pain assessment using surface electromyography. *Journal of Occupational and Environmental Medicine*, 42 (6):660-669.
- Anders C, Brose G, Hofmann GO, Scholle HC. 2007. Gender specific activation patterns of trunk muscles during whole body tilt. *Eur J Appl Physiol*, 101 (2):195-205.
- Anders C, Brose G, Hofmann GO, Scholle HC. 2008. Evaluation of the EMG-force relationship of trunk muscles during whole body tilt. *J Biomech*, 41 (2):333-339.
- Anders C, Scholle HC, Wagner H, Puta C, Grassme R, Petrovitch A. 2005. Trunk muscle co-ordination during gait: Relationship between muscle function and acute low back pain. *Pathophysiology*, 12 (4):243-247.
- Arena JG, Sherman RA, Bruno GM, Young TR. 1989. Electromyographic recordings of 5 types of low back pain subjects and non-pain controls in different positions. *Pain*, 37 (1):57-65.
- Arjmand N, Shirazi-Adl A. 2006. Role of intra-abdominal pressure in the unloading and stabilization of the human spine during static lifting tasks. *Eur Spine J*, 15 (8):1265-1275.
- Asmussen E, Klausen K. 1962. Form and function of the erect human spine. *Clin Orthop*, 25:55-63.
- Aumüller G, Wolff W. 2010. *Anatomie*. 2., überarb. Aufl. Aufl. Stuttgart: Thieme.
- Barker KL, Shamley DR, Jackson D. 2004. Changes in the cross-sectional area of multifidus and psoas in patients with unilateral back pain: the relationship to pain and disability. *Spine (Phila Pa 1976)*, 29 (22):E515-519.
- Barron BA, Feuerstein M. 1994. Industrial Back Belts and Low-Back-Pain - Mechanisms and Outcomes. *Journal of Occupational Rehabilitation*, 4 (3):125-139.
- Bartelink DL. 1957. The role of abdominal pressure in relieving the pressure on the lumbar intervertebral discs. *J Bone Joint Surg Br*, 39-B (4):718-725.
- Basmajian JV, DeLuca CJ. 1985. *Muscles alive. Their functions revealed by electromyography*. 5. ed Aufl. Baltimore [u.a.]: Williams & Wilkins.
- Bergmark A. 1989. Stability of the Lumbar Spine - a Study in Mechanical Engineering. *Acta Orthopaedica Scandinavica*, 60:3-54.

- Biering-Sorensen F, Hansen FR, Schroll M, Runeborg O. 1985. The relation of spinal x-ray to low-back pain and physical activity among 60-year-old men and women. *Spine (Phila Pa 1976)*, 10 (5):445-451.
- Bortz J, Schuster C. 2010. Statistik für Human- und Sozialwissenschaftler. Mit 163 Tabellen. 7., vollst. überarb. und erw. Aufl. Berlin [u.a.]: Springer.
- Brink-Schwänzl I. 2013. Rückenschmerzen in der Lübecker Bevölkerung - Rückenschmerzprävalenz und Inanspruchnahme von Gesundheitsleistungen 2003 im Vergleich zu 1993 [Dissertation] Lübeck: Universität zu Lübeck.
- Brose G. 2014. Evaluation der Funktion der Rumpfmuskulatur während Ganzkörperkippen an gesunden Probanden [Dissertation] Jena: Friedrich-Schiller-Universität.
- Buchalter D, Kahanovitz N, Viola K, Dorsky S, Nordin M. 1988. Three-dimensional spinal motion measurements. Part 2: A noninvasive assessment of lumbar brace immobilization of the spine [Abstract]. *J Spinal Disord*, 1 (4):284-286.
- Bundesärztekammer. 2010, zuletzt verändert: August 2013. Nationale Versorgungsleitlinie Kreuzschmerz - Langfassung. Bundesärztekammer (BÄK), Kassenärztliche Bundesvereinigung (KBV), Arbeitsgemeinschaft der Wissenschaftlichen Medizinischen Fachgesellschaften (AWMF).
- Byl NN, Sinnott PL. 1991. Variations in Balance and Body Sway in Middle-Aged Adults - Subjects with Healthy Backs Compared with Subjects with Low-Back Dysfunction. *Spine*, 16 (3):325-330.
- Calmels P, Queneau P, Hamonet C, Le Pen C, Maurel F, Lerouvreux C, Thoumie P. 2009. Effectiveness of a lumbar belt in subacute low back pain: an open, multicentric, and randomized clinical study. *Spine (Phila Pa 1976)*, 34 (3):215-220.
- Carman BJ, Blanton PL, Biggs NL. 1972. Electromyographic study of the anterolateral abdominal musculature utilizing indwelling electrodes. *Am J Phys Med*, 51 (3):113-129.
- Cholewicki J. 2004. The effects of lumbosacral orthoses on spine stability: what changes in EMG can be expected? *J Orthop Res*, 22 (5):1150-1155.
- Cholewicki J, Panjabi MM, Khachatryan A. 1997. Stabilizing function of trunk flexor-extensor muscles around a neutral spine posture. *Spine (Phila Pa 1976)*, 22 (19):2207-2212.
- Cholewicki J, Reeves NP, Everding VQ, Morrisette DC. 2007. Lumbosacral orthoses reduce trunk muscle activity in a postural control task. *J Biomech*, 40 (8):1731-1736.
- Cholewicki J, Lee AS, Peter Reeves N, Morrisette DC. 2010a. Comparison of trunk stiffness provided by different design characteristics of lumbosacral orthoses. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 25 (2):110-114.

- Cholewicki J, McGill KC, Shah KR, Lee AS. 2010b. The effects of a three-week use of lumbosacral orthoses on trunk muscle activity and on the muscular response to trunk perturbations. *BMC Musculoskelet Disord*, 11:154.
- Cholewicki J, Juluru K, Radebold A, Panjabi MM, McGill SM. 1999. Lumbar spine stability can be augmented with an abdominal belt and/or increased intra-abdominal pressure. *Eur Spine J*, 8 (5):388-395.
- Comerford MJ, Mottram SL. 2001. Movement and stability dysfunction--contemporary developments. *Man Ther*, 6 (1):15-26.
- Cresswell AG, Oddsson L, Thorstensson A. 1994. The influence of sudden perturbations on trunk muscle activity and intra-abdominal pressure while standing. *Exp Brain Res*, 98 (2):336-341.
- Daggfeldt K, Thorstensson A. 2003. The mechanics of back-extensor torque production about the lumbar spine. *Journal of Biomechanics*, 36 (6):815-825.
- De Luca CJ, Knaflitz M. 1992. *Surface Electromyography: What's New?* Turin: C.L.U.T.
- de Ruiter M. 1990. Back to basics with ProFlex. *Ergonomics*, 33 (3):383-385.
- DeVries HA. 1968. EMG fatigue curves in postural muscles. A possible etiology for idiopathic low back pain. *Am J Phys Med*, 47 (4):175-181.
- Doran DML, Newell DJ. 1975. Manipulation in Treatment of Low-Back Pain - Multicenter Study. *British Medical Journal*, 2 (5964):161-164.
- Drake JD, Callaghan JP. 2006. Elimination of electrocardiogram contamination from electromyogram signals: An evaluation of currently used removal techniques. *J Electromyogr Kinesiol*, 16 (2):175-187.
- Eckstein F, Paulsen F, Tillman BN. 2010. *Organe des Bewegungsapparates. Anatomie*. Berlin, Heidelberg: Springer 75-307.
- Ehrlich GE. 2003. Low back pain. *Bull World Health Organ*, 81 (9):671-676.
- Floyd WF, Silver PH. 1950. Electromyographic study of patterns of activity of the anterior abdominal wall muscles in man. *J Anat*, 84 (2):132-145.
- Floyd WF, Silver PH. 1955. The function of the erectores spinae muscles in certain movements and postures in man. *J Physiol*, 129 (1):184-203.
- Freiwald J, Baumgart C, Konrad P. 2007. *Einführung in die Elektromyographie. Sport - Prävention - Rehabilitation*. Balingen: Spitta-Verl.
- Gibbons SG, Comerford MJ. 2001. Strength versus stability Part 1: Concept and terms. *Orthopaedic Division Review*, 43 (1):21-27.
- GKV-Spitzenverband. 2004. Hilfsmittelverzeichnis. unter: <https://hilfsmittel.gkv-spitzenverband.de/home.action> [abgerufen am: 17.02.2016].

- Harman EA, Rosenstein RM, Frykman PN, Nigro GA. 1989. Effects of a belt on intra-abdominal pressure during weight lifting. *Med Sci Sports Exerc*, 21 (2):186-190.
- Hermens HJ, Hrsg. 1999. European recommendations for surface ElectroMyoGraphy : results of the SENIAM project. Enschede.
- Hestbaek L, Leboeuf-Yde C, Manniche C. 2003. Low back pain: what is the long-term course? A review of studies of general patient populations. *Eur Spine J*, 12 (2):149-165.
- Hides JA, Stokes MJ, Saide M, Jull GA, Cooper DH. 1994. Evidence of lumbar multifidus muscle wasting ipsilateral to symptoms in patients with acute/subacute low back pain. *Spine (Phila Pa 1976)*, 19 (2):165-172.
- Hodges PW, Richardson CA. 1996. Inefficient muscular stabilization of the lumbar spine associated with low back pain - A motor control evaluation of transversus abdominis. *Spine*, 21 (22):2640-2650.
- Hoy D, Brooks P, Blyth F, Buchbinder R. 2010. The Epidemiology of low back pain. *Best Pract Res Clin Rheumatol*, 24 (6):769-781.
- Huebner A, Niemeyer F, Schilling K, Anders C. Effects of an abdominal belt on trunk muscle activity during treadmill walking. *Biomechanics Open Library*, eingereicht.
- Jorgensen MJ, Marras WS. 2000. The effect of lumbar back support tension on trunk muscle activity. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 15 (4):292-294.
- Kamen G, Gabriel DA. 2010. Essentials of electromyography. Champaign, IL [u.a.]: Human Kinetics.
- Kankaanpää M, Taimela S, Laaksonen D, Hanninen O, Airaksinen O. 1998. Back and hip extensor fatigability in chronic low back pain patients and controls. *Arch Phys Med Rehabil*, 79 (4):412-417.
- Konrad P. 2005. EMG-Fibel: Eine praxisorientierte Einführung in die kinesiologische Elektromyographie. Köln: Eigenverlag.
- Krag MH, Fox MJ, Haugh LD. 2003. Comparison of three lumbar orthoses using motion assessment during task performance. *Spine (Phila Pa 1976)*, 28 (20):2359-2367.
- Kumar S. 1997. The effect of sustained spinal load on intra-abdominal pressure and EMG characteristics of trunk muscles. *Ergonomics*, 40 (12):1312-1334.
- Lander JE, Hundley JR, Simonton RL. 1992. The effectiveness of weight-belts during multiple repetitions of the squat exercise. *Med Sci Sports Exerc*, 24 (5):603-609.
- Lange C. 2006. Gesundheit in Deutschland, Gesundheitsberichterstattung des Bundes. Berlin: Robert Koch-Institut.
- Lantz SA, Schultz AB. 1986. Lumbar spine orthosis wearing. II. Effect on trunk muscle myoelectric activity. *Spine (Phila Pa 1976)*, 11 (8):838-842.

- Larivière C, Gagnon D, Loisel P. 2000. The comparison of trunk muscles EMG activation between subjects with and without chronic low back pain during flexion-extension and lateral bending tasks. *J Electromyogr Kinesiol*, 10 (2):79-91.
- Laube W, Anders C. 2009. *Sensomotorisches System. Physiologisches Detailwissen für Physiotherapeuten ; 28 Tabellen.* 1. Aufl. Aufl. Stuttgart [u.a.]: Thieme.
- Lee JH, Ooi Y, Nakamura K. 1995. Measurement of muscle strength of the trunk and the lower extremities in subjects with history of low back pain. *Spine (Phila Pa 1976)*, 20 (18):1994-1996.
- Lippert H, Deller T, Delventhal S. 2011. *Lehrbuch Anatomie.* 8., neu bearb. Aufl. München: Elsevier, Urban & Fischer.
- Ludin H-P. 1995. *Electromyography.* Amsterdam [u.a.]: Elsevier.
- Lund JP, Donga R, Widmer CG, Stohler CS. 1991. The pain-adaptation model: a discussion of the relationship between chronic musculoskeletal pain and motor activity. *Can J Physiol Pharmacol*, 69 (5):683-694.
- Luoto S, Aalto H, Taimela S, Hurri H, Pyykko I, Alaranta H. 1998. One-footed and externally disturbed two-footed postural control in patients with chronic low back pain and healthy control subjects. A controlled study with follow-up. *Spine (Phila Pa 1976)*, 23 (19):2081-2089; discussion 2089-2090.
- Magnusson ML, Aleksiev A, Wilder DG, Pope MH, Spratt K, Lee SH, Goel VK, Weinstein JN. 1996. European Spine Society--the AcroMed Prize for Spinal Research 1995. Unexpected load and asymmetric posture as etiologic factors in low back pain. *Eur Spine J*, 5 (1):23-35.
- Mannion AF. 1999. Fibre type characteristics and function of the human paraspinal muscles: normal values and changes in association with low back pain. *J Electromyogr Kinesiol*, 9 (6):363-377.
- Mannion AF, Kaser L, Weber E, Rhyner A, Dvorak J, Muntener M. 2000. Influence of age and duration of symptoms on fibre type distribution and size of the back muscles in chronic low back pain patients. *Eur Spine J*, 9 (4):273-281.
- Marras WS, Mirka GA. 1996. Intra-abdominal pressure during trunk extension motions. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 11 (5):267-274.
- Marshall P, Murphy B. 2003. The validity and reliability of surface EMG to assess the neuromuscular response of the abdominal muscles to rapid limb movement. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 13 (5):477-489.
- Mayer TG, Smith SS, Keeley J, Mooney V. 1985. Quantification of lumbar function. Part 2: Sagittal plane trunk strength in chronic low-back pain patients. *Spine (Phila Pa 1976)*, 10 (8):765-772.
- McGill KC. 2004. Surface electromyogram signal modelling. *Med Biol Eng Comput*, 42 (4):446-454.

- McGill S, Seguin J, Bennett G. 1994. Passive stiffness of the lumbar torso in flexion, extension, lateral bending, and axial rotation. Effect of belt wearing and breath holding. *Spine (Phila Pa 1976)*, 19 (6):696-704.
- McGill S, Juker D, Kropf P. 1996. Appropriately placed surface EMG electrodes reflect deep muscle activity (psoas, quadratus lumborum, abdominal wall) in the lumbar spine. *Journal of Biomechanics*, 29 (11):1503-1507.
- McGill SM, Norman RW. 1987. Reassessment of the role of intra-abdominal pressure in spinal compression. *Ergonomics*, 30 (11):1565-1588.
- McGill SM, Norman RW, Sharratt MT. 1990. The effect of an abdominal belt on trunk muscle activity and intra-abdominal pressure during squat lifts. *Ergonomics*, 33 (2):147-160.
- Mengiardi B, Schmid MR, Boos N, Pfirrmann CW, Brunner F, Elfering A, Hodler J. 2006. Fat content of lumbar paraspinal muscles in patients with chronic low back pain and in asymptomatic volunteers: quantification with MR spectroscopy. *Radiology*, 240 (3):786-792.
- Miyamoto K, Iinuma N, Maeda M, Wada E, Shimizu K. 1999. Effects of abdominal belts on intra-abdominal pressure, intra-muscular pressure in the erector spinae muscles and myoelectrical activities of trunk muscles. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 14 (2):79-87.
- Mörl F, Anders C, Grassme R. 2010. An easy and robust method for ECG artifact elimination of SEMG signals. Aalborg: Omnipress.
- Morris JM, Lucas DB, Bresler B. 1961. Role of the Trunk in Stability of the Spine [Abstract]. *Journal of Bone and Joint Surgery-American Volume*, 43 (3):327-351.
- Ng JK, Kippers V, Richardson CA. 1998. Muscle fibre orientation of abdominal muscles and suggested surface EMG electrode positions. *Electromyogr Clin Neurophysiol*, 38 (1):51-58.
- Ng JK, Parnianpour M, Kippers V, Richardson CA. 2003. Reliability of electromyographic and torque measures during isometric axial rotation exertions of the trunk. *Clin Neurophysiol*, 114 (12):2355-2361.
- Niemeyer F. Die Auswirkung des Tragens von Rumpfbandagen auf die Aktivität der Rumpfmuskulatur während Lokomotion. Jena: Friedrich-Schiller-Universität. in Begutachtung.
- Niethard FU, Pfeil J, Biberthaler P. 2014. Orthopädie und Unfallchirurgie. 7., überarb. Aufl. Stuttgart: Thieme.
- NIOSH. 1994. Workplace Use of Back Belts: Review and Recommendations (Publication No. 94-122). Washington, DC: National Institute for Occupational Safety and Health (NIOSH).
- Oliver J, Middleditch A. 1991. Functional anatomy of the spine. Oxford: Butterworth-Heinemann.

- Panjabi MM. 1992. The stabilizing system of the spine. Part I. Function, dysfunction, adaptation, and enhancement. *J Spinal Disord*, 5 (4):383-389; discussion 397.
- Panjabi MM. 2006. A hypothesis of chronic back pain: ligament subfailure injuries lead to muscle control dysfunction. *Eur Spine J*, 15 (5):668-676.
- Pape H-C, Klinke R, Brenner B, Silbernagl S, Gay R. 2014. Physiologie. 7., vollst. überarb. und erw. Aufl. Aufl. Stuttgart [u.a.]: Thieme.
- Pedersen HE, Blunck CF, Gardner E. 1956. The anatomy of lumbosacral posterior rami and meningeal branches of spinal nerve (sinu-vertebral nerves); with an experimental study of their functions. *J Bone Joint Surg Am*, 38-A (2):377-391.
- Penrose KW, Chook K, Stump JL. 1991. Acute and chronic effects of pneumatic lumbar support on muscular strength, flexibility, and functional impairment index [Abstract]. *Sports Medicine, Training and Rehabilitation*, 2 (2):121-129.
- Pope MH, Phillips RB, Haugh LD, Hsieh CY, MacDonald L, Haldeman S. 1994. A prospective randomized three-week trial of spinal manipulation, transcutaneous muscle stimulation, massage and corset in the treatment of subacute low back pain. *Spine (Phila Pa 1976)*, 19 (22):2571-2577.
- Radebold A, Cholewicki J, Polzhofer GK, Greene HS. 2001. Impaired postural control of the lumbar spine is associated with delayed muscle response times in patients with chronic idiopathic low back pain. *Spine (Phila Pa 1976)*, 26 (7):724-730.
- Raspe H. 2012. Rückenschmerzen, Gesundheitsberichterstattung des Bundes; 53. Berlin: Robert Koch-Institut.
- Robert Koch-Institut, Hrsg. 2015. Gesundheit in Deutschland. Gesundheitsberichterstattung des Bundes. Gemeinsam getragen von RKI und Destatis. Berlin: RKI.
- Roland MO. 1986. A critical review of the evidence for a pain-spasm-pain cycle in spinal disorders. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 1 (2):102-109.
- Schmidt CO, Raspe H, Pfingsten M, Hasenbring M, Basler HD, Eich W, Kohlmann T. 2007. Back pain in the German adult population: prevalence, severity, and sociodemographic correlates in a multiregional survey. *Spine (Phila Pa 1976)*, 32 (18):2005-2011.
- Silfies SP, Squillante D, Maurer P, Westcott S, Karduna AR. 2005. Trunk muscle recruitment patterns in specific chronic low back pain populations. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 20 (5):465-473.
- Statistisches Bundesamt. 2008. Krankheitskosten aufgrund von Rückenschmerzen. unter: <https://www-genesis.destatis.de/genesis/online/logon?sequenz=tabelleErgebnis&selectionname=23631-0003&sachmerkmal=ICD10Y&sachschluessel=ICD10-M54&transponieren=true> [abgerufen am: 17.02.2016].
- Stevens JP. 2007. Intermediate statistics: a modern approach. Dritte Aufl. New York, NY [u.a.]: Lawrence Erlbaum Associates.

- Stokes IAF, Henry SM, Single RM. 2003. Surface EMG electrodes do not accurately record from lumbar multifidus muscles. *Clinical Biomechanics*, 18 (1):9-13.
- Taimela S, Osterman K, Alaranta H, Soukka A, Kujala UM. 1993. Long psychomotor reaction time in patients with chronic low-back pain: preliminary report [Abstract]. *Arch Phys Med Rehabil*, 74 (11):1161-1164.
- Takemasa R, Yamamoto H, Tani T. 1995. Trunk muscle strength in and effect of trunk muscle exercises for patients with chronic low back pain. The differences in patients with and without organic lumbar lesions. *Spine (Phila Pa 1976)*, 20 (23):2522-2530.
- Travell J, Rinzler S, Herman M. 1942. Pain and disability of the shoulder and arm: Treatment by intramuscular infiltration with procaine hydrochloride. *Journal of the American Medical Association*, 120 (6):417-422.
- Valle-Jones JC, Walsh H, O'Hara J, O'Hara H, Davey NB, Hopkin-Richards H. 1992. Controlled trial of a back support ('Lumbotrain') in patients with non-specific low back pain. *Curr Med Res Opin*, 12 (9):604-613.
- van Dieen JH, Cholewicki J, Radebold A. 2003a. Trunk muscle recruitment patterns in patients with low back pain enhance the stability of the lumbar spine. *Spine (Phila Pa 1976)*, 28 (8):834-841.
- van Dieen JH, Selen LP, Cholewicki J. 2003b. Trunk muscle activation in low-back pain patients, an analysis of the literature. *J Electromyogr Kinesiol*, 13 (4):333-351.
- van Duijvenbode IC, Jellema P, van Poppel MN, van Tulder MW. 2008. Lumbar supports for prevention and treatment of low back pain. *Cochrane Database Syst Rev*, (2):CD001823.
- van Poppel MNM, de Looze MP, Koes PW, Smid T, Bouter LM. 2000. Mechanisms of action of lumbar supports. *Spine*, 25 (16):2103-2113.
- Watanabe K, Kouzaki M, Moritani T. 2015. Spatial EMG potential distribution of biceps brachii muscle during resistance training and detraining. *Eur J Appl Physiol*, 115 (12):2661-2670.
- WHO. 2003. The burden of musculoskeletal conditions at the start of the new millennium. *World Health Organ Tech Rep Ser*, 919:i-x, 1-218, back cover.
- Wiikeri M, Nummi J, Riihimäki H, Wickström. 1978. Radiologically detectable lumbar disc degeneration in concrete reinforcement workers. *Scand J Work Environ Health*, 4 Suppl 1:47-53.



## 11 Anhang

### 11.1 Untersuchungsprotokoll

Die Datenerhebung für diese Arbeit erfolgte im Rahmen der Studie zur Evaluation der Auswirkungen des Tragens von Rumpfbandagen gemeinsam mit Untersuchungen auf dem Laufband.

#### Protokoll Lumbotrain - Bauerfeind

Name: \_\_\_\_\_ interner Code: \_\_\_\_

geb: \_\_\_\_\_ U-Datum: \_\_\_\_\_

Orthesenspezifikation: \_\_\_\_\_

**Messung mit ToM, AD 2048/s, gain 1000 (Verstärker-Drehschalter MUSS auf I stehen):**

Muskel/Kanalbelegung (logisch)	Lokalisation
Rectus abdominis: li: 1 (1), re: 9 (8)	caudale Elektrode Höhe Nabel, 4cm von Mitte, vertikal
Obliquus internus: li: 2 (2), re: 10 (9)	medial Inguinalfalte, Höhe SIAS, horizontal
Obliquus externus: li: 3 (3), re: 11 (10)	Unterhalb tiefster Punkt Rippenbogen, auf Linie von dort zu kontralateralem Tuberculum pubicum, direkt an Rippenbogen
Multifidus: li: 4 (4), re: 12 (11)	medial Linie SIPS-L1/L2 Zwischenraum, nach cranial, Beginn: Höhe L5
Er. spin. (iliocostalis) li: 5 (5), re: 13 (12)	1cm medial von Linie SIPS – unterster Punkt unterste Rippe, Höhe L2
Er. spin. (longissimus) li: 6 (6), re: 14 (13)	Höhe L1, auf Muskelbauch, nach cranial
EKG: 7 (15)	über Herzachse, mit Erde!!
Drucksensor: li: 8 (7), re: 16 (14)	Mit Pflaster unter Schuhsohle im Fersenbereich kleben
Lage Centaur Kippung: 17 (16), Rotation: 18 (17)	Direkt in ToM (Kippung: K3, Rotation: K4)

Körpergröße: \_\_\_\_\_ cm      Leibesumfang: \_\_\_\_\_ cm  
Probandenangabe auf 1 cm genau      Höhe Nabel auf 1 cm genau

Körpergewicht: \_\_\_\_\_ kg  
Digitalwaage auf 1 kg genau

Schmerzen am Skelettsystem:

\_\_\_\_\_

sportliche Aktivitäten:

\_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_

Händigkeit: \_\_\_\_\_

Foto !

## Tests ohne Orthese

### 1. Laufband

Messzeit für **Referenzen** immer ca. 20 s, auf Laufband

Für die Gehgeschwindigkeiten mindestens 30 Schritte zählen. Reihenfolge randomisiert.

Referenz 1: Stehen in Ruhe, Arme normal c \_\_\_\_\_. mes

Referenz 2: Stehen in Ruhe, Arme verschränkt c \_\_\_\_\_. mes

\_\_\_\_\_ km/h c \_\_\_\_\_. mes

\_\_\_\_\_ km/h c \_\_\_\_\_. mes

\_\_\_\_\_ km/h c \_\_\_\_\_. mes

\_\_\_\_\_ km/h c \_\_\_\_\_. mes

\_\_\_\_\_ km/h c \_\_\_\_\_. mes

Referenz 3: Stehen in Ruhe, Arme normal c \_\_\_\_\_. mes

Referenz 4: Stehen in Ruhe, Arme verschränkt c \_\_\_\_\_. mes

### 2. Centaur

Referenz 4: Stehen im Gerät, Arme normal c \_\_\_\_\_. mes

Referenz 5: Stehen im Gerät, Arme verschränkt c \_\_\_\_\_. mes

*Drehwinkel: 0° (Vorkippung):*

Kippung 15° (25 % OKG) c \_\_\_\_\_. mes

Kippung 30° (50 % OKG) c \_\_\_\_\_. mes

Kippung 49° (75 % OKG) c \_\_\_\_\_. mes

Kippung 90° (100 % OKG) c \_\_\_\_\_. mes

*Drehwinkel: 90° (Seitkippung nach links):*

Kippung 15° (25 % OKG) c \_\_\_\_\_. mes

Kippung 30° (50 % OKG) c \_\_\_\_\_. mes

Kippung 49° (75 % OKG) c \_\_\_\_\_. mes

Kippung 90° (100 % OKG) c \_\_\_\_\_. mes

*Drehwinkel: -90° (Seitkipfung nach rechts):*

Kippung 15° (25 % OKG)

c \_\_\_\_\_. mes

Kippung 30° (50 % OKG)

c \_\_\_\_\_. mes

Kippung 49° (75 % OKG)

c \_\_\_\_\_. mes

Kippung 90° (100 % OKG)

c \_\_\_\_\_. mes

*Drehwinkel: 180° (Rückkipfung):*

Kippung 15° (25 % OKG)

c \_\_\_\_\_. mes

Kippung 30° (50 % OKG)

c \_\_\_\_\_. mes

Kippung 49° (75 % OKG)

c \_\_\_\_\_. mes

Kippung 90° (100 % OKG)

c \_\_\_\_\_. mes

Dynamik: 10°/s Kippgeschwindigkeit, Endposition 3 Sekunden halten

**M1: Beginn Kippung, M2: Ende Kippung**

**M3: Beginn Aufrichtung, M4: Ende Aufrichtung**

Vorkippung (0-90°)

c \_\_\_\_\_. mes

Seitkipfung nach links (0-90°)

c \_\_\_\_\_. mes

Seitkipfung nach rechts (0-90°)

c \_\_\_\_\_. mes

Rückkipfung (0-90°)

c \_\_\_\_\_. mes

## Tests mit Orthese

### 1. Laufband

Messzeit für **Referenzen** immer ca. 20 s, auf Laufband

Für die Gehgeschwindigkeiten mindestens 30 Schritte zählen. Reihenfolge randomisiert.

Referenz 1: Stehen in Ruhe, Arme normal c \_\_\_\_\_. mes

Referenz 2: Stehen in Ruhe, Arme verschränkt c \_\_\_\_\_. mes

\_\_\_\_\_ km/h c \_\_\_\_\_. mes

\_\_\_\_\_ km/h c \_\_\_\_\_. mes

\_\_\_\_\_ km/h c \_\_\_\_\_. mes

\_\_\_\_\_ km/h c \_\_\_\_\_. mes

\_\_\_\_\_ km/h c \_\_\_\_\_. mes

Referenz 3: Stehen in Ruhe, Arme normal c \_\_\_\_\_. mes

Referenz 4: Stehen in Ruhe, Arme verschränkt c \_\_\_\_\_. mes

### 2. Centaur

Referenz 4: Stehen im Gerät, Arme normal c \_\_\_\_\_. mes

Referenz 5: Stehen im Gerät, Arme verschränkt c \_\_\_\_\_. mes

*Drehwinkel: 0° (Vorkippung):*

Kippung 15° (25 % OKG) c \_\_\_\_\_. mes

Kippung 30° (50 % OKG) c \_\_\_\_\_. mes

Kippung 49° (75 % OKG) c \_\_\_\_\_. mes

Kippung 90° (100 % OKG) c \_\_\_\_\_. mes

*Drehwinkel: 90° (Seitkippung nach links):*

Kippung 15° (25 % OKG) c \_\_\_\_\_. mes

Kippung 30° (50 % OKG) c \_\_\_\_\_. mes

Kippung 49° (75 % OKG) c \_\_\_\_\_. mes

Kippung 90° (100 % OKG) c \_\_\_\_\_. mes

*Drehwinkel: -90° (Seitkipfung nach rechts):*

Kippung 15° (25 % OKG)

c \_ \_ \_ \_ \_ . mes

Kippung 30° (50 % OKG)

c \_ \_ \_ \_ \_ . mes

Kippung 49° (75 % OKG)

c \_ \_ \_ \_ \_ . mes

Kippung 90° (100 % OKG)

c \_ \_ \_ \_ \_ . mes

*Drehwinkel: 180° (Rückkipfung):*

Kippung 15° (25 % OKG)

c \_ \_ \_ \_ \_ . mes

Kippung 30° (50 % OKG)

c \_ \_ \_ \_ \_ . mes

Kippung 49° (75 % OKG)

c \_ \_ \_ \_ \_ . mes

Kippung 90° (100 % OKG)

c \_ \_ \_ \_ \_ . mes

## Tests mit Orthese – nach ca. 3 h

### 1. Laufband

Messzeit für **Referenzen** immer ca. 20 s, auf Laufband

Für die Gehgeschwindigkeiten mindestens 30 Schritte zählen. Reihenfolge randomisiert.

Referenz 1: Stehen in Ruhe, Arme normal c \_\_\_\_\_. mes

Referenz 2: Stehen in Ruhe, Arme verschränkt c \_\_\_\_\_. mes

\_\_\_\_\_ km/h c \_\_\_\_\_. mes

\_\_\_\_\_ km/h c \_\_\_\_\_. mes

\_\_\_\_\_ km/h c \_\_\_\_\_. mes

\_\_\_\_\_ km/h c \_\_\_\_\_. mes

\_\_\_\_\_ km/h c \_\_\_\_\_. mes

Referenz 3: Stehen in Ruhe, Arme normal c \_\_\_\_\_. mes

Referenz 4: Stehen in Ruhe, Arme verschränkt c \_\_\_\_\_. mes

### 2. Centaur

Referenz 4: Stehen im Gerät, Arme normal c \_\_\_\_\_. mes

Referenz 5: Stehen im Gerät, Arme verschränkt c \_\_\_\_\_. mes

*Drehwinkel: 0° (Vorkippung):*

Kippung 15° (25 % OKG) c \_\_\_\_\_. mes

Kippung 30° (50 % OKG) c \_\_\_\_\_. mes

Kippung 49° (75 % OKG) c \_\_\_\_\_. mes

Kippung 90° (100 % OKG) c \_\_\_\_\_. mes

*Drehwinkel: 90° (Seitkippung nach links):*

Kippung 15° (25 % OKG) c \_\_\_\_\_. mes

Kippung 30° (50 % OKG) c \_\_\_\_\_. mes

Kippung 49° (75 % OKG) c \_\_\_\_\_. mes

Kippung 90° (100 % OKG) c \_\_\_\_\_. mes

*Drehwinkel: -90° (Seitkipfung nach rechts):*

Kippung 15° (25 % OKG)

c \_ \_ \_ \_ \_ . mes

Kippung 30° (50 % OKG)

c \_ \_ \_ \_ \_ . mes

Kippung 49° (75 % OKG)

c \_ \_ \_ \_ \_ . mes

Kippung 90° (100 % OKG)

c \_ \_ \_ \_ \_ . mes

*Drehwinkel: 180° (Rückkipfung):*

Kippung 15° (25 % OKG)

c \_ \_ \_ \_ \_ . mes

Kippung 30° (50 % OKG)

c \_ \_ \_ \_ \_ . mes

Kippung 49° (75 % OKG)

c \_ \_ \_ \_ \_ . mes

Kippung 90° (100 % OKG)

c \_ \_ \_ \_ \_ . mes

## 11.2 Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Rumpfbandage LumboTrain .....	26
Abbildung 2: Probandin mit angelegter Rumpfbandage .....	27
Abbildung 3: Positionierung der Elektroden und Fixierung der Verstärkerkabel .....	28
Abbildung 4: CTT Centaur .....	29
Abbildung 5: Beispielhafte Darstellung der EKG-Elimination.....	31
Abbildung 6: Beispielhafte Darstellung der abgeleiteten Spannungskurven verschiedener Muskeln in $\mu\text{V}$ .....	33
Abbildung 7: Erläuterung der Farbcodierung der Abbildung der Aktivitätsniveaus .....	37
Abbildung 8: Mittelwerte der RMS-Werte in $\mu\text{V}$ , ohne Bandage.....	37
Abbildung 9: Erläuterung der Farbcodierung in den Abbildungen der Aktivitätsänderungen .....	43
Abbildung 10: Aktivitätsänderung in $\mu\text{V}$ , „ohne vs. mit“ .....	45
Abbildung 11: Aktivitätsänderung in $\mu\text{V}$ , „ohne vs. 3 h“ .....	45
Abbildung 12: Aktivitätsänderung in $\mu\text{V}$ , „mit vs. 3 h“ .....	45
Abbildung 13: Aktivitätsänderung in $\mu\text{V}$ , „ohne vs. mit“ (Formatierung zeilenweise) .....	46
Abbildung 14: Aktivitätsänderung in $\mu\text{V}$ , „ohne vs. 3 h“ (Formatierung zeilenweise).....	46
Abbildung 15: Aktivitätsänderung in $\mu\text{V}$ , „mit vs. 3 h“ (Formatierung zeilenweise).....	46
Abbildung 16: Aktivitätsänderung in $\mu\text{V}$ , „ohne vs. mit“ (Formatierung spaltenweise) .....	46
Abbildung 17: Aktivitätsänderung in $\mu\text{V}$ , „ohne vs. 3 h“ (Formatierung spaltenweise) .....	46
Abbildung 18: Aktivitätsänderung in $\mu\text{V}$ , „mit vs. 3 h“ (Formatierung spaltenweise) .....	46
Abbildung 19: Aktivitätsänderung in Prozent vom Ausgangs- wert, „ohne vs. mit“ .....	52
Abbildung 20: Aktivitätsänderung in Prozent vom Ausgangs- wert, „ohne vs. 3 h“ .....	52
Abbildung 21: Aktivitätsänderung in Prozent vom Ausgangs- wert, „mit vs. 3 h“ .....	52
Abbildung 22: Aktivitätsänderung in Prozent vom Ausgangswert, „ohne vs. mit“ (Formatierung zeilenweise)..	53
Abbildung 23: Aktivitätsänderung in Prozent vom Ausgangswert, „ohne vs. 3 h“ (Formatierung zeilenweise) ..	53
Abbildung 24: Aktivitätsänderung in Prozent vom Ausgangswert, „mit vs. 3 h“ (Formatierung zeilenweise) .....	53
Abbildung 25: Aktivitätsänderung in Prozent vom Ausgangswert, „ohne vs. mit“ (Formatierung spaltenweise)	53
Abbildung 26: Aktivitätsänderung in Prozent vom Ausgangswert, „ohne vs. 3 h“ (Formatierung spaltenweise)	53
Abbildung 27: Aktivitätsänderung in Prozent vom Ausgangswert, „mit vs. 3 h“ (Formatierung spaltenweise)...	53
Abbildung 28: Mittelwerte der Aktivitätsanteile in Prozent, ohne Bandage .....	57
Abbildung 29: Änderung der Aktivitätsanteile in Prozentpunkten, „ohne vs. mit“ .....	59
Abbildung 30: Änderung der Aktivitätsanteile in Prozent punkten, „ohne vs. 3 h“ .....	59
Abbildung 31: Änderung der Aktivitätsanteile in Prozentpunkten, „ mit vs. 3 h“ .....	59
Abbildung 32: Änderung der Aktivitätsanteile in Prozentpunkten, „ohne vs. mit“ (Formatierung zeilenweise) .	60
Abbildung 33: Änderung der Aktivitätsanteile in Prozentpunkten, „ohne vs. 3 h“ (Formatierung zeilenweise)..	60
Abbildung 34: Änderung der Aktivitätsanteile in Prozentpunkten, „mit vs. 3 h“ (Formatierung zeilenweise) ....	60
Abbildung 35: Änderung der Aktivitätsanteile in Prozentpunkten, „ohne vs. mit“ (Formatierung spaltenweise)	60
Abbildung 36: Änderung der Aktivitätsanteile in Prozentpunkten, „ohne vs. 3 h“ (Formatierung spaltenweise)	60
Abbildung 37: Änderung der Aktivitätsanteile in Prozentpunkten, „mit vs. 3 h“ (Formatierung spaltenweise) ..	60



### 11.3 Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Gliederung der tiefen Rückenmuskulatur .....	9
Tabelle 2: Gliederung der Bauchmuskulatur.....	9
Tabelle 3: Probandendaten.....	24
Tabelle 4: Elektrodenpositionen .....	25
Tabelle 5: Ergebnisse der ANOVA zum Testen des Einflusses des Geschlechts auf die Muskelaktivität .....	38
Tabelle 6: Ergebnisse der ANOVA für RMS-Werte .....	38
Tabelle 7: Ergebnisse der ANOVA zum Testen des Einflusses des Geschlechts auf die Koordinationsmuster .....	39
Tabelle 8: Ergebnisse der ANOVA für Koordinationsmuster.....	40
Tabelle 9: Bezeichnung der Einzelvergleiche .....	40
Tabelle 10: Ergebnisse der paarweisen Vergleiche der RMS-Werte.....	41
Tabelle 11: Ergebnisse der paarweisen Vergleiche der Koordinationsmuster .....	41

## **11.4 Danksagung**

An dieser Stelle möchte ich all jenen danken, die mich beim Erstellen dieser Arbeit unterstützt und so die Vollendung dieses Projekts erst möglich gemacht haben.

Mein Dank gilt an erster Stelle Herrn PD Dr. med. Christoph Anders für seine geduldige und engmaschige Betreuung meiner Arbeit. Auch danke ich den anderen Mitarbeitern des Motoriklabors, insbesondere Frau Agnes Hübner, Herrn Philipp Schenk und Frau Elke Mey, für die vielen kleinen und großen Hilfen, die sie mir während der Entstehung dieser Arbeit zuteilwerden ließen.

Für die Unterstützung bei der statistischen Auswertung meiner Daten danke ich Frau Dr.-Ing., M.Sc. Heike Hoyer.

Nicht zuletzt gilt mein Dank meiner Familie für unermüdliches Korrekturlesen und die moralische Unterstützung, die mir half, alle Durststrecken zu überwinden.

## **11.5 Ehrenwörtliche Erklärung**

Hiermit erkläre ich, dass mir die Promotionsordnung der Medizinischen Fakultät der Friedrich-Schiller-Universität bekannt ist,

ich die Dissertation selbst angefertigt habe und alle von mir benutzten Hilfsmittel, persönlichen Mitteilungen und Quellen in meiner Arbeit angegeben sind,

mich folgende Person bei der Auswahl und Auswertung des Materials sowie bei der Herstellung des Manuskripts unterstützt hat: PD Dr. Ch. Anders,

die Hilfe eines Promotionsberaters nicht in Anspruch genommen wurde und dass Dritte weder unmittelbar noch mittelbar geldwerte Leistungen von mir für Arbeiten erhalten haben, die im Zusammenhang mit dem Inhalt der vorgelegten Dissertation stehen,

dass ich die Dissertation noch nicht als Prüfungsarbeit für eine staatliche oder andere wissenschaftliche Prüfung eingereicht habe und

dass ich die gleiche, eine in wesentlichen Teilen ähnliche oder eine andere Abhandlung nicht bei einer anderen Hochschule als Dissertation eingereicht habe.

Jena, den 20.06.2017

Kirsti Schilling